

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Комп'ютерна реографічна система для діагностики стану кровообігу
людини

Виконав: студент 4 курсу, групи РБ-41
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Капітан О.М.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник Хвостівський М.О.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль Хвостівський М.О.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри Яворська Є.Б.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Рецензент Дедів І.Ю.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« 23 » січня 2025 р.

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Капітану Олександр Миколайовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерна реографічна система для діагностики стану кровообігу людини

Керівник роботи Хвостівський Микола Орестович, к.т.н., доц.

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 23 » січня 2025 року № 4/7-43 .

2. Термін подання студентом завершеної роботи 24.06.2025 р.

3. Вихідні дані до роботи функціональні можливості Комп'ютерна реографічна система для діагностики стану кровообігу людини: завантаження даних; кореляційна, спектральна, спектрально-кореляційна та статистична обробка; візуалізації даних обробки; дані реосигналів

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

ВСТУП

РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

ВИСНОВКИ; СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ; ДОДАТКИ

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

6. Консультанти розділів роботи

[illegible]

7. Дата видачі завдання 23.01.2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

[illegible]

Студент

(підпис)

Капітан О.М.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

ХВОСТІВСЬКИЙ М.О.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Комп'ютерна реографічна система для діагностики стану кровообігу людини». Кваліфікаційна робота бакалавра // Капітан Олександр Миколайович // Тернопільський національний технічний університет ім'я Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБ-41 // Тернопіль, 2025 // с. – 75, рис. – 42, табл. – 0, бібліогр. – 27, додат. – 6.

Ключові слова: КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА, ДІАГНОСТИКА СТАНУ КРОВООБІГУ ЛЮДИНИ, МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, МЕТОДИ ОБРОБКИ, ІНТЕРФЕЙС GUI, MATLAB, GUIDE.

У кваліфікаційній роботі описано повний життєвий цикл комп'ютерної реографічної системи для діагностики стану кровообігу людини, яка поєднує апаратне та програмне забезпечення з метою реєстрації, обробки та інтерпретації реосигналів.

Проведено аналіз сучасних методів дослідження кровообігу, зокрема імпедансної реографії, а також огляд існуючих рішень та інструментів для реєстрації та обробки реосигналів. Здійснено синтез структури технічного забезпечення системи, зокрема сенсорний блок, схему підсилення сигналів та модуль оцифрування. Розроблено математичну модель реосигналу, що дозволяє ефективно здійснювати його попередню обробку та подальший аналіз. Запропоноване алгоритмічне забезпечення реалізовує кореляційну, спектральну, спектрально-кореляційну і статистичну обробку, реалізоване у програмному середовищі. Створене програмне забезпечення в середовищі Matlab має графічний інтерфейс користувача, що полегшує взаємодію з системою та підвищує її зручність. Проведено тестування роботи системи на імітованих і реальних даних, що підтвердило її працездатність та точність.

ANNOTATION

Theme of the qualification work: «Computer Rheographic System for Diagnosing the State of Human Blood Circulation» Bachelor's qualification work // Capitan Oleksandr Mykolayovych // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, Group RB-41 // Ternopil, 2025 // p. – 75, fig. – 42, tab. – 0, bibliography – 27, append. – 6.

Key words: COMPUTER SYSTEM, DIAGNOSTICS OF HUMAN CIRCULATION, MATHEMATICAL MODEL, ALGORITHMIC SUPPORT, PROCESSING METHODS, GUI INTERFACE, MATLAB, GUIDE.

The qualification work describes the full life cycle of a computer rheographic system for diagnosing human circulatory conditions, which combines hardware and software for the purpose of registering, processing and interpreting rheosignals.

An analysis of modern methods of blood circulation research, in particular impedance rheography, as well as a review of existing solutions and tools for registering and processing rheosignals was carried out. A synthesis of the structure of the technical support of the system was carried out, in particular the sensor unit, the signal amplification circuit and the digitization module. A mathematical model of the rheosignal was developed, which allows for its effective pre-processing and subsequent analysis. The proposed algorithmic support implements correlation, spectral, spectral-correlation and statistical processing, implemented in the software environment. The software created in the Matlab environment has a graphical user interface, which facilitates interaction with the system and increases its convenience. The system was tested on simulated and real data, which confirmed its operability and accuracy.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	9
1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання.....	9
1.1.1 Реографія та як методика дослідження кровообігу людини.....	9
1.1.2 Аналіз існуючих систем для реєстрації та обробки реосигналів.....	12
1.2 Актуальність виконання роботи.....	20
1.3 Методи/способи/шляхи вирішення поставленої задачі.....	22
1.3.1 Проектування технічного (апаратного) забезпечення.....	22
1.3.2 Розробка математичного забезпечення.....	23
1.3.3 Розробка алгоритмічного забезпечення.....	23
1.3.4 Розробка програмного забезпечення.....	23
1.4 Висновки до розділу 1.....	24
РОЗДІЛ 2. ПРОЕКТНА ЧАСТИНА.....	25
2.1 Технічне забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики кровообігу людини.....	25
2.2 Математичне забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики кровообігу людини.....	28
2.2.1 Математична модель реосигналу.....	28
2.2.2 Методи обробки реосигналу.....	32
2.3 Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики стану кровообігу людини.....	35
2.4 Проектування програмного забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики стану кровообігу людини.....	39
2.5 Тестування програмного забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики кровообігу людини.....	46

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ			
Змн.	Арк.	№ документа	Підпис	Дата				
Розроб.		Капітан О.М.			Комп'ютерна реографічна система для діагностики стану кровообігу людини Пояснювальна записка	Лім.	Арк.	Архивів
Перевір.		Хвостівський М.					6	75
Консультант						ТНТУ, каф. БТ ⁶ гр. РБ-41		
Н. Контр.		Хвостівський М.						
Затверд.		Яворська Є.Б.						

2.6	Висновки до розділу 2.....	57
	РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	58
3.1	Обґрунтування вибору програмного середовища для розв’язання поставленого завдання.....	58
3.1.1	Характеристика поставленого завдання.....	58
3.1.2	Основні критерії вибору програмного середовища.....	59
3.1.3	Огляд основних програмних середовищ для обробки реосигналів.....	60
3.1.4	Переваги MATLAB для обробки реосигналів.....	60
3.2	Методика проведення медико-біологічного дослідження.....	62
3.2.1	Мета дослідження.....	62
3.2.2	Вибір об'єкта дослідження.....	62
3.2.3	Обладнання та програмне забезпечення.....	63
3.2.4	Підготовка до дослідження.....	63
3.2.5	Проведення медико-біологічного дослідження.....	64
3.2.6	Значення та клінічне застосування реографії.....	65
3.2.7	Висновки щодо методики.....	65
3.3	Висновки до розділу 3.....	65
	РОЗДІЛ 4. БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ.....	66
4.1	Безпека життєдіяльності.....	66
4.2	Основи охорони праці.....	68
4.3	Висновки до розділу 4.....	70
	ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	71
	СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	73
	ДОДАТОК А. Лістинг програмного коду моделювання реосигналу	
	ДОДАТОК Б. Лістинг програмної функції кореляційної обробки	
	ДОДАТОК В. Лістинг програмної функції спектральної обробки	
	ДОДАТОК Г. Лістинг програмної функції спектрально-кореляційної обробки	
	ДОДАТОК Д. Лістинг програмної функції статистичної обробки	
	ДОДАТОК Е. Лістинг програмного забезпечення комп’ютерної реографічної системи діагностики стану кровообігу людини з інтерфейсом GUI	

ВСТУП

У сучасних умовах розвитку медицини надзвичайно важливим є створення ефективних, неінвазивних методів діагностики функціонального стану організму. Особливу увагу привертає вивчення кровообігу, адже саме система кровообігу забезпечує нормальне функціонування всіх органів і тканин. Порушення в її роботі можуть свідчити про розвиток серйозних патологій.

Одним із перспективних напрямів діагностики є реографія – метод дослідження кровонаповнення органів/тканин за допомогою реєстрації змін електричного опору біологічних тканин. У поєднанні з сучасними комп'ютерними технологіями цей метод набуває нової якості: підвищується точність вимірювань, зростає швидкість обробки даних, з'являються можливості для автоматичного аналізу отриманих результатів.

Розробка комп'ютерної реографічної системи є вкрай актуальним завданням, оскільки вона дозволяє забезпечити високий рівень інформативності, зручність у використанні та можливість застосування як у клінічних умовах, так і для масових обстежень. Така система може стати незамінним інструментом для ранньої діагностики захворювань ССС, що є провідною причиною смертності в усьому світі.

Отже, тема роботи є актуальною, науково та практично значущою, оскільки спрямована на вдосконалення інструментів медичної діагностики шляхом інтеграції методів біомедичної інженерії та інформаційних технологій.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Аналіз існуючих рішень поставленого завдання

1.1.1 Реографія та як методика дослідження кровообігу людини

У сучасній медичній практиці важливе місце займають неінвазивні методи діагностики, які дозволяють оцінити функціональний стан органів і систем без порушення цілісності тканин. Одним із таких методів є реографія – техніка, що базується на реєстрації варіацій електричного імпедансу тканин у відповідь на пульсові коливання крові. Ці зміни, відомі як реосигнали, відображають динаміку кровонаповнення органів і тканин.

Реографія ґрунтується на принципі, що електричний опір біологічних тканин змінюється залежно від їх кровонаповнення (рис.1.1). В момент систоли серця, в той момент коли кров поступає у судини, електропровідність зростає, а під час діастоли – знижується. Ці коливання реєструються за допомогою реографа у вигляді кривої — реосигналу.



Рис.1.1. Вигляд проведення реографічного дослідження

У сучасній медичній практиці особливе значення надається неінвазивним методам діагностики, що дозволяють оцінити функціональний стан органів і систем без порушення цілісності тканин. Одним із таких методів є реографія — техніка, яка базується на реєстрації варіацій електричного імпедансу тканин у відповідь на пульсові коливання крові. Ці зміни, відомі як реосигнали, відображають динаміку кровонаповнення органів і тканин [7].

Реосигнал виникає внаслідок змін електропровідності тканин, обумовлених пульсовими коливаннями крові. В момент систоли серця, коли кров надходить у судини, електропровідність зростає, а під час діастоли — знижується. Ці коливання реєструються за допомогою реографа у вигляді кривої — реосигналу (рис.1.2) [8, 9].

Для реєстрації реосигналу використовуються біполярні або тетраполярні реографи. У біполярному методі два електроди накладаються на досліджувану ділянку тіла, через яку пропускається змінний струм. Тетраполярний метод передбачає використання чотирьох електродів: два для подачі струму і два для вимірювання падіння напруги, що дозволяє точніше визначити електричний опір тканин [10].

Реосигнал складається з висхідної частини (анакроти), вершини та низхідної частини (катакроти). У здорових осіб анакрота має крутий підйом, вершина — гостра, а катакрота — плавна. На катакроті можуть спостерігатися додаткові хвилі та інцизури, що відображають стан венозного відтоку.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						10
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

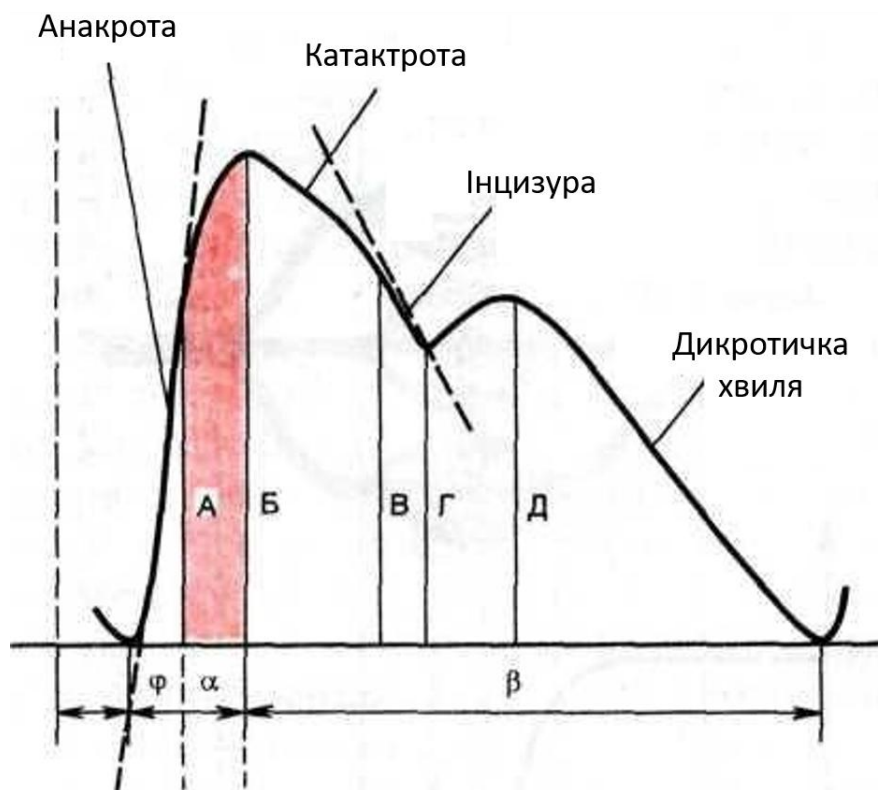


Рисунок 1.2 Загальний вигляд реосигналу

Зміни у формі реограми можуть свідчити про патологічні стани судинної системи [11, 12].

Реосигнал є важливим індикатором стану кровообігу. Його аналіз дає змогу оцінювати:

- Артеріальне кровонаповнення — визначається за амплітудою систолічної хвилі [13].
- Тонус артеріальних судин - оцінюється за формою анакроти та катакроти; [14].
- Венозний відтік - аналізується за наявністю та вираженістю додаткових хвиль на катакроті [15];
- Периферичний опір - визначається за рівнем інцизури [16].

Ці параметри є ключовими для діагностики різноманітних ССЗ, таких як варикозна хвороба, тромбози, атеросклероз та інші.

З розвитком комп'ютерних технологій реографія отримала новий імпульс у своєму розвитку. Сучасні комп'ютеризовані системи дозволяють

автоматизувати процес реєстрації та аналізу реосигналів, підвищуючи точність та швидкість діагностики. Це відкриває можливості для широкого застосування реографії в клінічній практиці, зокрема в телемедицині та масових скринінгових програмах.

Реосигнал є цінним індикатором стану кровообігу людини. Його аналіз дозволяє неінвазивно оцінити функціональний стан ССС, виявити ранні ознаки патологій та контролювати ефективність лікування. З урахуванням сучасних технологічних можливостей, реографія має значний потенціал для подальшого розвитку та впровадження в медичну практику.

1.1.2 Аналіз існуючих систем для реєстрації та обробки реосигналів

У сфері медичної електроніки представлено широкий вибір систем для реєстрації реосигналів методом реографії, зокрема такі як RHEOTEST (Україна), РеоКом (Україна), Complior Analyse (Франція) та інші.

На рис.1.2 зображено комп'ютерну систему RHEOTEST («DX-СИСТЕМИ», Україна).



Рисунок 1.2 Вигляд RHEOTEST [17]

Система призначена для проведення неінвазивних досліджень кровообігу мозку, кінцівок, легенів, печінки та серця.

Технічні характеристики системи:

- 4 канали реографії;
- Частота зондувального струму: 80–100 кГц;
- Синхронізація з ЕКГ;
- Підключення через USB.

Можливості ПЗ системи:

- Автоматичне визначення параметрів реосигналу;
- Відображення диференціальних реограм;
- Формування протоколів досліджень;
- База даних пацієнтів.

Вигляд інтерфейсу ПЗ системи подано на рис.1.3



Рисунок 1.3 – Інтерфейс ПЗ RHEOTEST [18]

На рис.1.4 зображено комп'ютерну систему РеоКом (ТОВ «ХАІ-Медика», Україна).

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		13

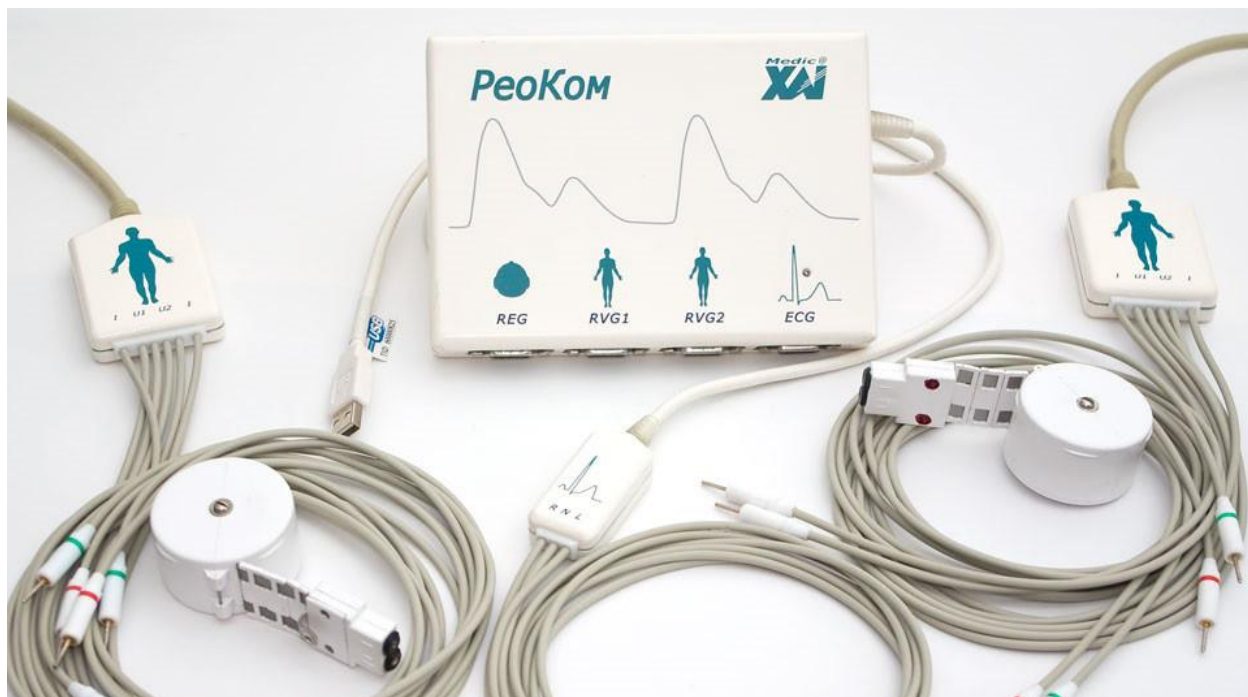


Рисунок 1.4 Вигляд РеоКом [19]

Система призначена для оцінки функціонального стану судин верхніх та нижніх кінцівок.

Технічні характеристики:

- 8 каналів реографії;
- Частота: 10-80 кГц;
- Струм зонду: <1мА;
- Можливість налаштування частоти зондувального струму;
- Висока роздільна здатність сигналу.

Можливості ПЗ системи:

- реєстрація та збереження реосигналу;
- Обробка та інтерпретація реосигналу;
- Аналіз варіабельності серцевого ритму;
- Побудова спектральних діаграм;
- Гнучке налаштування шаблонів протоколів;

Вигляд ПЗ системи наведено на рис.1.5.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						14
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

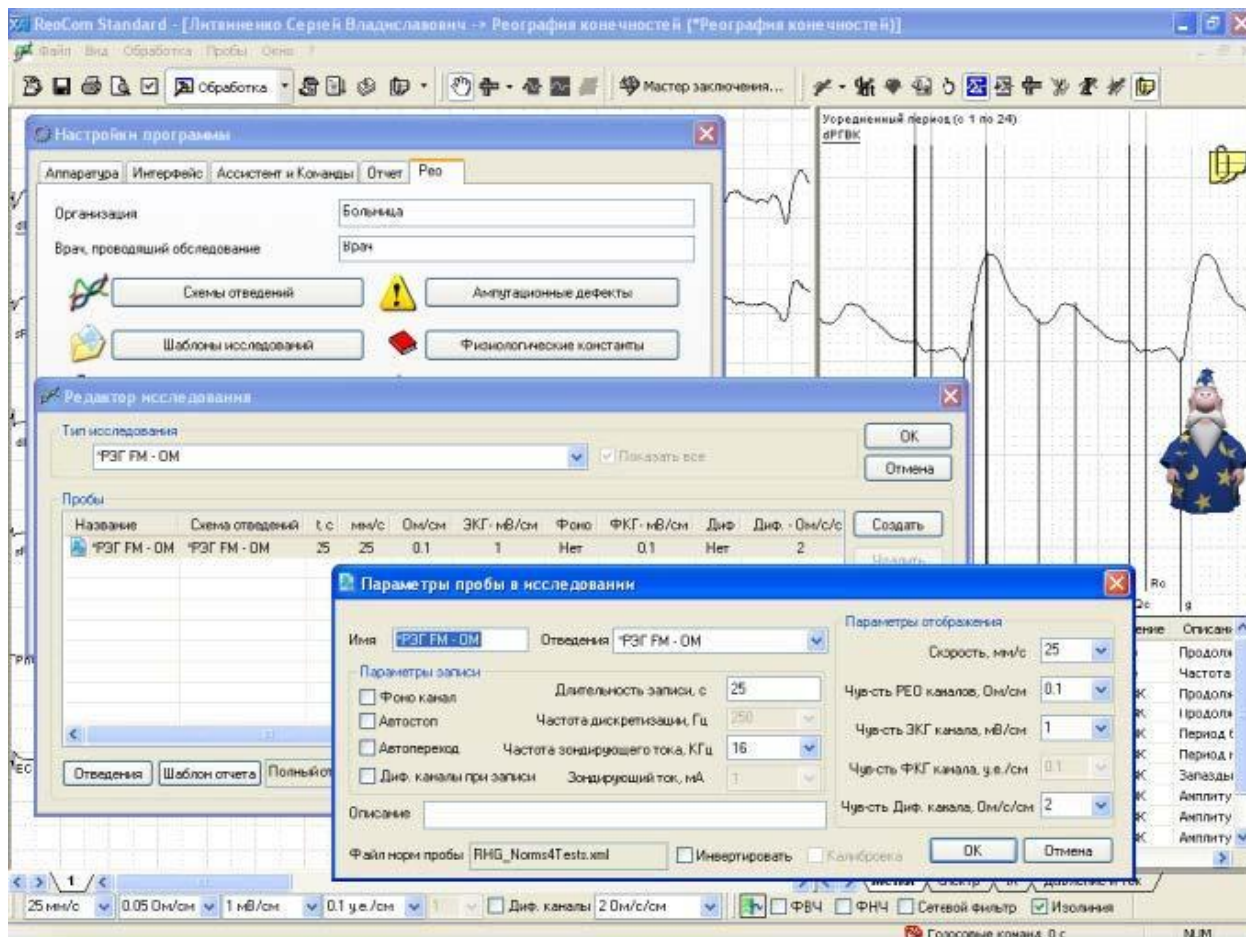


Рисунок 1.5 – Интерфейс ПЗ РеоКом [20]

На рис.1.6 зображено комп'ютерну систему Complior Analyse (Alam Medical, Франція) [21].

Призначення системи: вимірювання швидкості поширення пульсової хвилі (PWV) та центрального АТ для оцінки жорсткості артерій та серцево-судинного ризику.

Технічні характеристики системи:

- Два канали для синхронної реєстрації;
- Частота дискретизації: 2000 Гц;
- Точність вимірювання: до 1 мс.

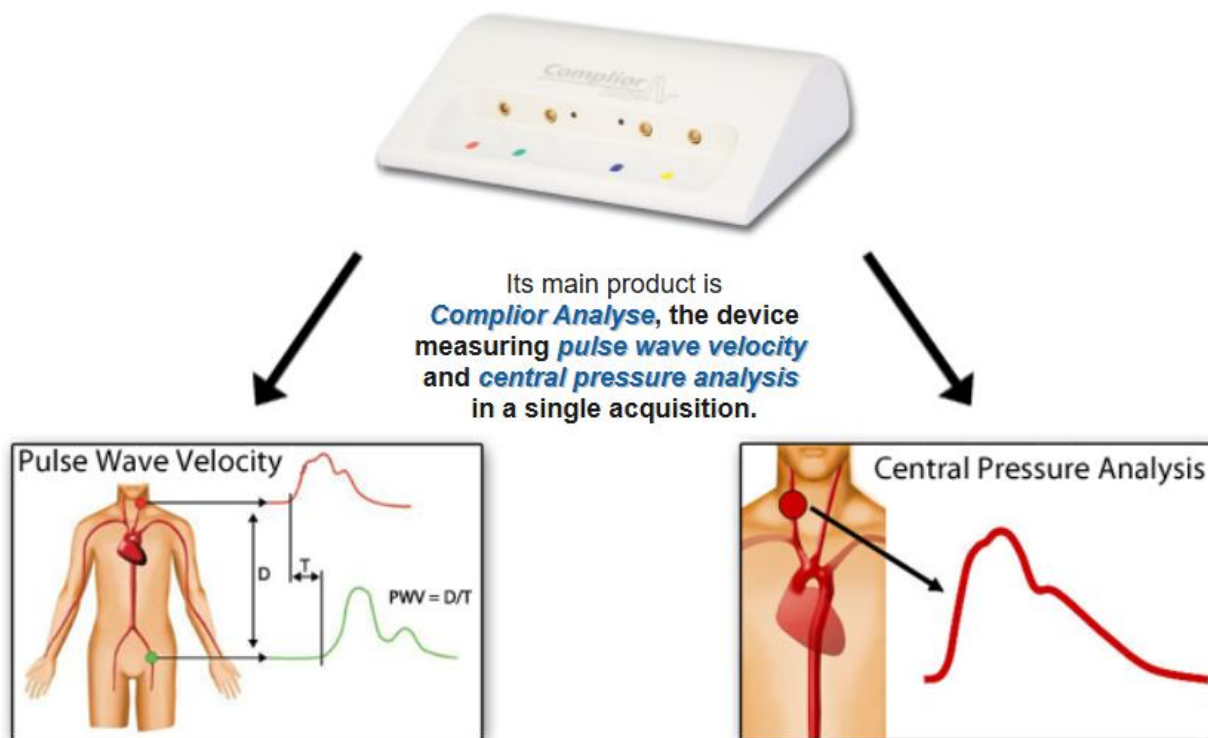


Рисунок 1.6 Вигляд Complior Analyse [21]

Можливості ПЗ системи:

- Автоматичне обчислення PWV та центрального тиску;
- Побудова індексу аугментації
- Експорт результатів у формати PDF, XML

Вигляд ПЗ системи подано на рис.1.7.



Рисунок 1.7 – Інтерфейс ПЗ Complior Analyse

На рис.1.8 зображено комп'ютерної системи Віорас MP160 (Віорас Systems Inc, США) [22].



Рисунок 1.8 – Вигляд Віорас MP160 [22]

Призначення системи для наукових досліджень, що включає модулі для імпедансної кардіографії (NICO100C) та електродермальної активності (EDA100C).

Технічні характеристики системи:

- Частота дискретизації: до 400 кГц;
- АЦП: 16-24 біт;
- Можливість підключення до 16 каналів.

Можливості ПЗ системи:

- Потужне ПЗ AcqKnowledge для аналізу біомедичних сигналів;
- Синхронізація з відео та аудіо;

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						17
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Адаптивні фільтри та автоматизація обробки;
 - Експорт у різні формати, зокрема MATLAB;
- Вигляд ПЗ системи подано на рис.1.9.

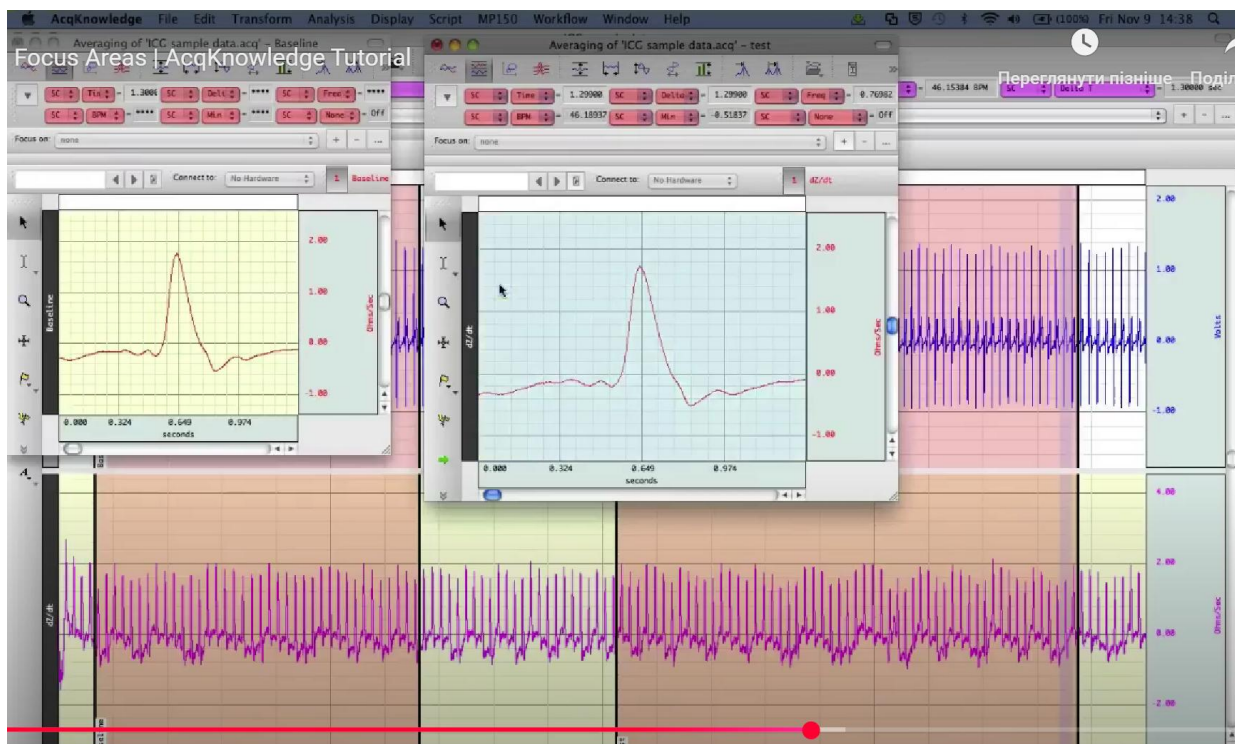


Рисунок 1.9 – Вигляд ПЗ системи

На рис.1.10 зображено комп'ютерної системи Finapres NOVA (Finapres Medical Systems, Нідерланди) [23].

Призначення системи: безперервний неінвазивний моніторинг АТ та гемодинамічних параметрів, зокрема в кардіології та нейрофізіології.



Рисунок 1.10 – Вигляд системи Finapres NOVA [23]

Технічні характеристики системи:

- Частота реєстрації: 1000 Гц
- Технологія: фотоплетизмографія та імпедансна кардіографія
- Моніторинг тиску: неінвазивний

Можливості ПЗ системи:

- Побудова реосигналів в реальному часі
- Модулі аналізу серцевого викиду та судинного опору
- Інтеграція з програмами аналізу BCP
- Сумісність з MATLAB

Зазначені системи широко використовуються у функціональній діагностиці, особливо в кардіології, неврології та ангіології. Вибір системи залежить від завдань дослідження, кількості каналів, необхідності автоматизованого аналізу та інтеграції в електронну систему клініки.

1.2 Актуальність виконання роботи

Попри свою простоту, реографія залишається інформативним і економічно доступним інструментом оцінки стану судин, гемодинаміки та тону периферичних артерій.

Однак традиційні апарати для реографії часто мають обмежений функціонал, застарілу елементну базу та не забезпечують гнучкої обробки сигналів. Більшість із них не інтегруються із сучасними цифровими платформами, мають примітивне програмне забезпечення або взагалі не мають розвиненої аналітики. Саме тому розробка комп'ютерної реографічної системи нового покоління, яка включатиме як сучасне апаратне забезпечення, так і гнучке програмне середовище для збору, обробки, аналізу та візуалізації біомедичних сигналів, є вкрай актуальною.

Сучасні вимоги до медичних діагностичних пристроїв включають високу точність, надійність, багатоканальність, зручність експлуатації та мобільність. У контексті реографії це означає:

- застосування прецизійних АЦП з роздільною здатністю не менше 16 біт;
- використання джерел безпечного імпедансного струму з частотою 50–100 кГц та амплітудою до 1 мА;
- можливість одночасної реєстрації з кількох каналів (наприклад, симетричні ділянки тіла);
- компактний формфактор та енергозбереження, що важливо для портативних або мобільних рішень.

Розробка такого пристрою дозволяє інтегрувати уніфіковані рішення з мікроконтролерами, Bluetooth-модулями, даталогерами, що відкриває шлях до створення телемедичних платформ або систем домашнього моніторингу.

Програмне забезпечення: основа для інтерпретації результатів.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						20
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Не менш важливою є розробка програмного забезпечення, яке б забезпечувало:

- Збір та зберігання даних у зручних форматах для користувачів;
- Попередню обробку сигналу** — фільтрацію шумів, корекцію дрейфу, усунення артефактів;
- Автоматичний аналіз параметрів реосигналу: амплітуди, періоди, індекси судинного тону, еластичності, периферичного опору тощо;
- Візуалізацію сигналів: побудова кривих, гістограм, трендів;
- Формування протоколів обстеження для лікарів з можливістю експорту до електронної медичної картки;

Важливою перевагою стане застосування середовищ розробки типу MATLAB, Python або LabVIEW для моделювання та тестування алгоритмів обробки, що дозволяє швидко адаптувати систему під конкретні клінічні задачі.

Комп'ютерні системи для аналізу стану кровообігу дозволяють здійснювати ранню діагностику ішемічних станів, судинної недостатності, порушень мозкового кровообігу, а також контролювати ефективність терапії. В умовах обмежених ресурсів в амбулаторній ланці або сільській місцевості, такі пристрої можуть стати основою для масового скринінгу населення.

Додатково, за умов зростання попиту на дистанційний моніторинг пацієнтів (особливо після пандемії COVID-19), система, що дозволяє лікарів віддалено отримати точні фізіологічні показники пацієнта, стає не просто корисною, а необхідною.

Отже, розробка комп'ютерної реографічної системи для діагностики стану кровообігу — це поєднання важливих потреб медичної практики, технологічних можливостей сучасної електроніки та програмування. Така система має потенціал стати основним інструментом в арсеналі кардіолога, невролога, судинного хірурга, сімейного лікаря, а також засобом для самоконтролю пацієнтів із хронічними захворюваннями.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						21
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Поєднання якісної апаратної платформи з інтелектуальним програмним забезпеченням забезпечує новий рівень якості діагностики, персоналізації лікування та загального покращення якості медичного обслуговування.

1.3 Методи/способи/шляхи вирішення поставленої задачі

Проектування комп'ютерної системи для реєстрації та обробки реосигналів вимагає комплексного підходу, що включає розробку технічного, математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення. Нижче подано основні шляхи вирішення задачі на кожному з етапів.

1.3.1 Проектування технічного (апаратного) забезпечення

Мета: створити високоточний, надійний, безпечний пристрій для реєстрації змін електричного опору біотканин (реосигналу).

Шляхи реалізації:

- Вибір схеми вимірювання: чотириполюсна схема з подачею високочастотного змінного струму (частотою 50–100 кГц) та вимірюванням падіння напруги на зоні контролю.
- Розробка джерела струму: генератор синусоїдального сигналу з низьким коефіцієнтом гармонік та захистом від перенапруги.
- Підсилення та фільтрація сигналу: використання операційних підсилювачів з високим коефіцієнтом посилення та багатоступеневих смугових фільтрів (активних або цифрових).
- Обробка сигналу: використання АЦП з розрядністю 16–24 біти та частотою дискретизації 1–5 кГц.
- Мікроконтролер або ПЛІС (FPGA):** обробка та передача сигналу до ПК або мобільного пристрою.
- Зв'язок з ПК: USB, Wi-Fi або Bluetooth для передавання даних.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						22
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.3.2 Розробка математичного забезпечення

Мета: формалізувати процеси обробки та діагностики стану кровообігу на основі отриманого реосигналу.

Методи і моделі:

- Математичне моделювання реосигналу: опис зміни імпедансу через об'єм крові у судинах за допомогою моделей електричного кола (модель Віна, Коулла, ін.).
- Виділення функціональних характеристик: амплітуда систолічної хвилі; час підйому і спаду; реографічний індекс; частотний склад, індекс еластичності; тонус судин.
- Імовірнісні та статистичні методи для визначення відхилень від норми.

1.3.3 Розробка алгоритмічного забезпечення

Мета: реалізувати ефективні методи комп'ютерної обробки реосигналів.

Ключові алгоритми:

- Попередня обробка: фільтрація шумів (низько- та високочастотні фільтри, адаптивні фільтри); виявлення та компенсація артефактів (наприклад, рухів пацієнта); усунення дрейфу базової лінії.
- Виділення характеристик сигналу: розпізнавання циклів серцевої діяльності; обчислення часових параметрів та амплітуд.
- Спектральна обробка: використання ШПФ для оцінки частотних складових; визначення ЧСС.
- оцінка судинного опору та еластичності: за емпіричними та аналітичними формулами.

1.3.4 Розробка програмного забезпечення

Мета: створити інтерактивну програмну платформу для збору, обробки, аналізу та візуалізації реосигналу.

Шляхи реалізації:

- Інтерфейс користувача: зручний графічний інтерфейс (GUI) для керування вимірюваннями; можливість реального перегляду сигналів та результатів аналізу.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						23
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Платформи розробки: MATLAB (із використанням GUIDE); Python; ін.
- Функціональні модулі: реєстрація сигналу в реальному часі; автоматичне виявлення фаз систоли та діастолі; побудова трендів, гістограм, збереження звітів у PDF/CSV; база пацієнтів і збереження історії обстежень.

Проектування комп'ютерної реографічної системи вимагає міждисциплінарного підходу, який поєднує принципи електроніки, математичного моделювання, комп'ютерної обробки реосигналів та розробки інтерфейсів. Послідовна реалізація технічного, математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення дозволяє створити ефективний інструмент для ранньої діагностики патологій кровообігу, що має високу клінічну значущість.

1.4 Висновки до розділу 1

Аналіз сучасного стану медичних технологій, зокрема у сфері функціональної діагностики кровообігу людини, свідчить про високу актуальність створення комп'ютерної реографічної системи нового покоління.

Комп'ютерна реографічна система забезпечує якісно новий рівень діагностики завдяки поєднанню сучасного технічного забезпечення, математичного апарату (моделі, методи), алгоритмів обробки реосигналів, а також програмного забезпечення (графічний інтерфейс, модулі автоматизації обробки, візуалізація та формування звітів).

Реалізація такої системи дозволяє автоматизувати процес вимірювання та обробки реосигналів, підвищити точність та об'єктивність діагностики, забезпечити зручність обстеження як у клінічних, так і в домашніх умовах.

Отже, розробка комп'ютерної реографічної системи є практично обґрунтованим кроком, спрямованим на підвищення ефективності ранньої діагностики судинних патологій та загальне покращення якості медичної допомоги.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						24
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

2.1 Технічне забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики кровообігу людини

Комп'ютерна реографічна система – це технічний комплекс, призначений для реєстрації змін електричного опору біологічних тканин у відповідь на пульсове наповнення судин кров'ю, їх цифрової обробки та аналізу. Система складається з апаратної частини (вимірювального блоку) та комп'ютера з відповідним програмним забезпеченням.

Структурну схему систему зображено на рис.2.1.

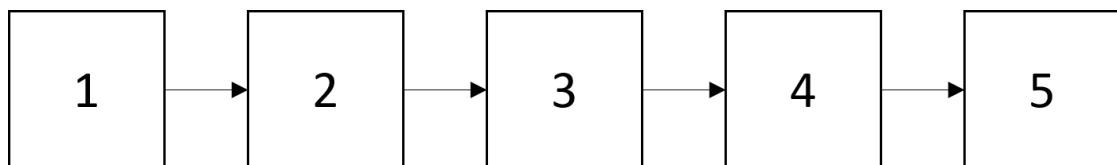


Рисунок 2.1 – Структурна схема комп'ютерної системи:

1 – генератор змінного струму; 2 – електроди; 3 – підсилювач реосигналу; 4 - АЦП мікроконтролера; 5 – ПК (ПЗ+GUI)

Генератор змінного струму 1 генерує синусоїдальний струм (50–100 кГц, до 1 мА) для інжекції у біологічні тканини. Струм безпечний для людини і не викликає подразнення шкіри. Може бути реалізований на основі DDS-генератора (наприклад, AD9833) або кварцового генератора з підсиленням.

Електроди 2 до тіла пацієнта підключаються за схемою: два токових (інжекція струму) і два вимірювальних (реєстрація напруги). Виготовляються з гідрогелевих або Ag/AgCl матеріалів, для зменшення імпедансу контакту зі шкірою.

Підсилювач реосигналу 3 призначений для підсилення сигналу через те, що виміряна напруга є слабкою (мікрорівень). Використовуються

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						25
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

інструментальні підсилювачі з високим коефіцієнтом посилення (INA118, AD620). Додатково застосовуються смугові фільтри для виділення корисного сигналу (наприклад, 0.1–10 Гц для пульсових компонентів).

АЦП мікроконтролера 4 перетворює аналоговий сигнал у цифровий формат. АЦП має розрядність 16–24 біти та частоту дискретизації 1-5 кГц. Мікроконтролер (наприклад, STM32, ESP32, Arduino) керує збором даних та передачею до ПК через USB/Bluetooth/Wi-Fi.

ПК 5 приймає оцифровані дані для автоматичної обробки, візуалізації сигналу, розрахунку показників стану судин та формування діагностичних висновків.

Принцип роботи системи:

- Підключення електродів. Пацієнту на певну ділянку тіла (наприклад, передпліччя або гомілку) накладаються 4 електроди за стандартною схемою.

- Інжекція змінного струму. Через струмова електроди подається високочастотний синусоїдальний струм. Під дією пульсації крові змінюється електричний опір тканин.

- Реєстрація напруги. Вимірювальні електроди фіксують зміну напруги, яка відображає зміну опору тканин, що й становить реосигнал.

- Підсилення та фільтрація. Сигнал підсилюється до робочого рівня та фільтрується для усунення шумів, базового дрейфу, мережових перешкод (50/60 Гц).

- Оцифрування та передача. Після підсилення сигнал перетворюється АЦП у цифрову форму та передається до комп'ютера.

- Програмна (комп'ютерна) обробка. На ПК застосовуються алгоритми: завантаження реосигналів, обробки їх та побудова графічних залежностей сигналу та результатів обробки.

- формування медичного звіту.

Мікроконтролер комп'ютерної системи передає дані через UART (послідовний порт), який розпізнається в системі як COM-порт (USB). Приклад лістингу в Matlab для читання даних з системи подано на рис.2.2.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

1  % Встановлюємо параметри послідовного порту
2  port = "COM3";           % ← Заміни на свій порт (може бути COM4, COM5 тощо)
3  baudRate = 9600;         % Має відповідати налаштуванням мікроконтролера
4
5  % Створюємо серійний об'єкт
6  s = serialport(port, baudRate);
7
8  % Налаштовуємо таймаут (секунди)
9  configureTerminator(s, "LF"); % Якщо дані закінчуються '\n' (Line Feed)
10 s.Timeout = 5;
11
12 % Очистка буфера
13 flush(s);
14
15 disp("Початок зчитування...");
16
17 % Зчитування 10 рядків (або можна зробити у циклі while)
18 for i = 1:10
19     line = readline(s);           % Зчитуємо один рядок з UART
20     fprintf("Отримано: %s\n", line);
21 end
22
23 % Закриваємо порт
24 clear s;
25
26 disp("Зчитування завершено.");

```

Рисунок 2.2 – Лістинг ПЗ читання даних з системи через COM-порт (USB)

Реальні дані реосигналу з системи RHEOTEST зображено на рис. 2.3.

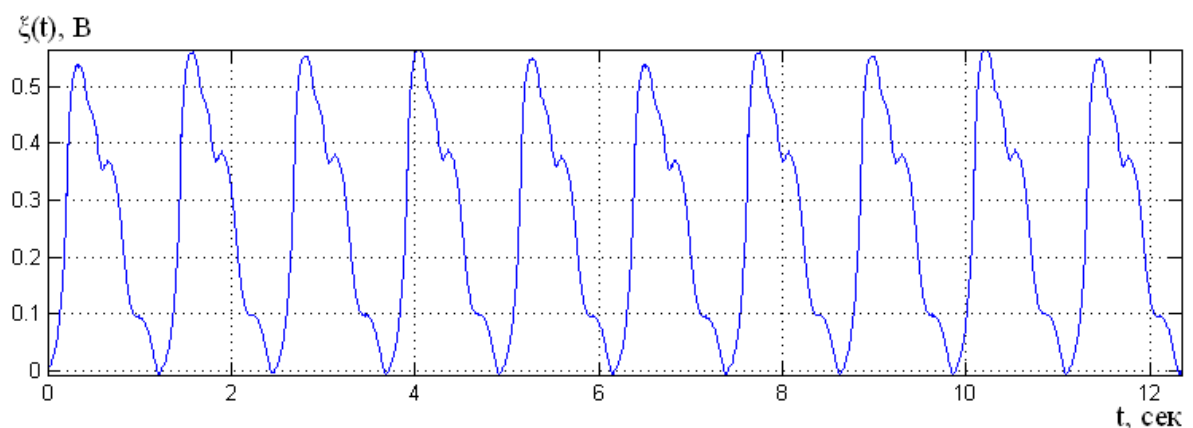


Рисунок 2.3 – Реалізація реосигналу (норма)

2.2 Математичне забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики кровообігу людини

2.2.1 Математична модель реосигналу

Розробка математичної моделі даних реосигналу (рис.2.3) к складової одиниці математичного забезпечення комп'ютерної системи є критично важливою умовою для:

- створення об'єктивних, надійних та клінічно значущих методів обробки реосигналу;
- забезпечення точної діагностики стану кровообігу людини;
- адаптації методів (кореляційного, спектрального, статистичного) до індивідуальних і патологічних особливостей пацієнта.

Таким чином, математична модель реосигналу є необхідною передумовою для розробки ефективних методів його обробки, що у свою чергу є основою для побудови сучасної комп'ютерної реографічної системи, здатної точно і надійно оцінювати стан кровообігу людини.

Реосигнал відображає об'ємні зміни крові у судинах, пов'язані з серцевим циклом. Основні елементи реосигналу – це анакротична хвиля (фаза швидкого припливу крові) та дикротична хвиля (відображення хвилі від периферії). Для адекватного математичного опису реосигналу необхідно врахувати такі особливості: періодичність, морфологічні елементи, випадкові флуктуації, амплітудні та часові параметри.

Розглянемо реосигнал $R(t)$ як періодичну функцію часу з періодом T , що відповідає одному серцевому циклу. Нехай частота серцевих скорочень $f = 1/T$. Реосигнал можна подати у вигляді ряду Фур'є:

$$R_0(t) = A_0 + \sum_{n=1}^N \left(a_n \cos\left(\frac{2\pi n t}{T}\right) + b_n \sin\left(\frac{2\pi n t}{T}\right) \right), \quad (2.1)$$

де A_0 – середнє значення сигналу,

a_n, b_n – коефіцієнти Фур'є, що задають форму сигналу,

N – число гармонік, необхідних для адекватного опису.

Щоб точніше відобразити морфологію реосигналу, представимо його як суму двох функцій Гауса:

$$R_{morth}(t) = A_0 \exp\left(-\frac{(t-t_a)^2}{2\sigma_a^2}\right) + A_d \exp\left(-\frac{(t-t_d)^2}{2\sigma_d^2}\right), \quad (2.2)$$

де A_a – амплітуда анакротичної хвилі,

t_a – час максимуму анакротичної хвилі,

σ_a – ширина анакротичної хвилі (характеризує тривалість фази швидкого припливу крові),

A_d – амплітуда дикротичної хвилі;

t_d – час максимуму дикротичної хвилі;

σ_d – ширина дикротичної хвилі.

У реальних умовах реосигнал містить випадкові шумові компоненти, зумовлені рухами пацієнта та іншими факторами. Нехай $\xi(t)$ – це білий шум із нульовим середнім та спектральною густиною S_ξ :

$$\langle \xi(t) \rangle = 0, \quad \langle \xi(t)\xi(t') \rangle = S_\xi \delta(t-t'), \quad (2.3)$$

У деяких випадках можна врахувати більш реалістичний випадковий процес, наприклад, шум з експоненціальною автокореляцією (процес Орнштейна-Уленбека):

$$d\xi(t) = -\lambda \xi(t)dt + \sigma dW(t), \quad (2.4)$$

де λ – швидкість згасання автокореляції,

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						29
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

σ – інтенсивність шуму,

$dW(t)$ – приріст винерівського процесу (нормальний випадковий процес).

Об'єднавши періодичну частину, морфологічні елементи та випадкові флуктуації, отримаємо повну модель:

$$R(t) = R_{morph}(t) + \sum_{n=1}^N \left(a_n \cos\left(\frac{2\pi n t}{T}\right) + b_n \sin\left(\frac{2\pi n t}{T}\right) \right) + \xi(t), \quad (2.5)$$

або в більш компактному вигляді:

$$R(t) = R_{morph}(t) + R_{per}(t) + \xi(t), \quad (2.6)$$

де $R_{morph}(t)$ – морфологічна структура реосигналу (анакротична та дикротична хвилі),

$R_{per}(t)$ – періодичні гармонічні складові,

$\xi(t)$ – випадкові флуктуації.

Модель містить такі параметри:

- амплітудні (A_a, A_d, a_n, b_n),
- часові ($t_a, t_d, \sigma_a, \sigma_d, T$);
- статистичні (S_ξ або σ для шуму.).

Їх кількісний аналіз дозволяє використовувати реосигнал для діагностики.

Залежно від стану кровоносної системи (еластичність судин, тонус, патології), ці параметри змінюються. Саме їх кількісний аналіз дозволяє використовувати реосигнал для діагностики.

Для імітації реосигналу здорової людини можна використовувати такі типові значення: $T=0.8$ с, $A_a=1$, $t_a=0.2$ с, $\sigma_a=0.03$ с, $A_d=0.4$, $t_d=0.5$ с, $\sigma_d=0.04$ с, $S_\xi=0.01$.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						30
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Модель є універсальною основою для аналізу та симуляції реографічних сигналів. Вона враховує морфологію, періодичність, випадкові флуктуації та амплітудно-часові параметри.

Математичну модель реалізовано у вигляді лістингу ПЗ, який наведено на рис.2.4.

```

1  %% Модель реосигналу кровообігу людини
2
3  % Основні параметри
4  T = 0.8;           % Період серцевого циклу, с
5  f = 1/T;           % Частота, Гц
6  Fs = 1000;         % Частота дискретизації, Гц
7  t = 0:1/Fs:5*T;    % Відрізок часу для моделювання (5 серцевих циклів)
8
9  % Амплітудні та часові параметри морфології
10 A_a = 1; t_a = 0.2; sigma_a = 0.03; % Анакротична хвиля
11 A_d = 0.4; t_d = 0.5; sigma_d = 0.04; % Дикротична хвиля
12
13 % Морфологія сигналу (дві Гаусові хвилі)
14 R_morph = A_a * exp(-(t - t_a).^2 / (2*sigma_a^2)) + ...
15           A_d * exp(-(t - t_d).^2 / (2*sigma_d^2));
16
17 % Періодична компонента (ряд Фур'є, обмежений кількістю гармонік)
18 N = 5;             % Кількість гармонік
19 a_n = 0.1 * randn(1,N); % Синусні коефіцієнти (рандомізовані)
20 b_n = 0.1 * randn(1,N); % Косинусні коефіцієнти (рандомізовані)
21 R_periodic = zeros(size(t));
22 for n = 1:N
23     R_periodic = R_periodic + a_n(n) * cos(2*pi*n*f*t) + ...
24                             b_n(n) * sin(2*pi*n*f*t);
25 end
26
27 % Випадкові флуктуації: процес Орнштейна-Уленбека
28 lambda = 10;        % Швидкість повернення до середнього
29 sigma_noise = 0.01; % Інтенсивність шуму
30 dt = 1/Fs;
31 xi = zeros(size(t));
32 for i = 2:length(t)
33     xi(i) = xi(i-1) - lambda * xi(i-1) * dt + ...
34             sigma_noise * sqrt(dt) * randn;
35 end
36
37 % Повний сигнал
38 R_total = R_morph + R_periodic + xi;

```

Рисунок 2.4 – Лістинг ПЗ моделювання реосигналу

Результат роботи ПЗ (рис.2.4) наведено на рис.2.5.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		31

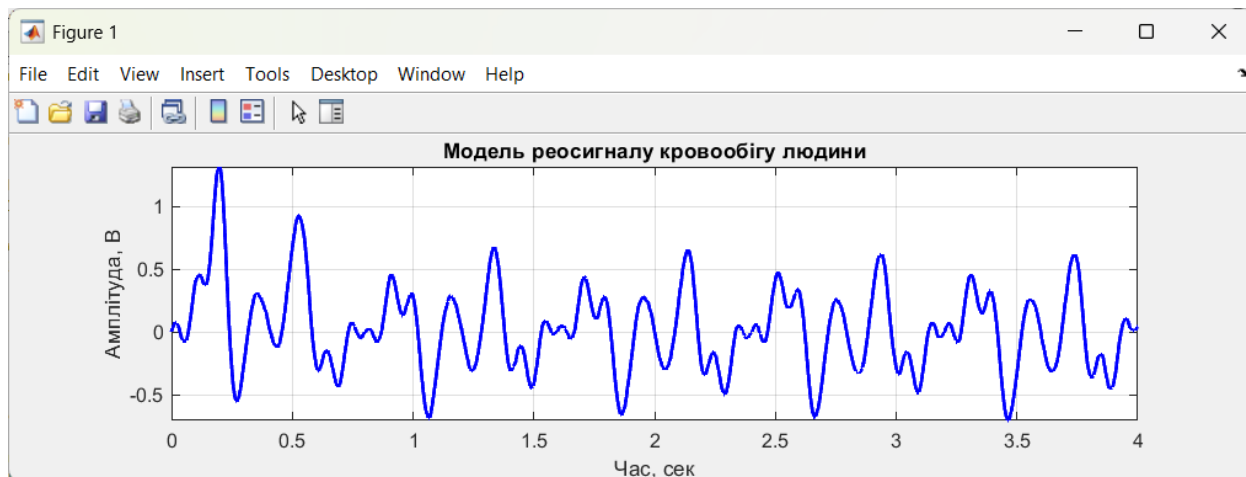


Рисунок 2.6 – Результат роботи ПЗ

2.2.2 Методи обробки реосигналу

Реосигнал представляє собою складну комбінацію періодичних і випадкових складових. Для його обробки застосовуються різноманітні математичні методи. Нижче наведено опис основних методів обробки реосигналу з урахуванням його характеристик як випадкового та періодичного процесу.

2.2.2.1 Кореляційна обробка

Кореляційна обробка дозволяє оцінити подібність між двома реосигналами, що допомагає визначити затримку, фазові зміни та ритмічність кровообігу

Основна формула автокореляційної функції (АКФ):

$$R_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t)x(t+\tau)dt / \quad (2.7)$$

де $x(t)$ – реосигнал;

τ – часова затримка.

Прикладне значення:

– Виявлення періодичних компонентів сигналу (наприклад, пульсові хвилі);

– Аналіз зміни фаз у різних судинних сегментах.

2.2.2.2 Спектральна обробка

Спектральна обробка дозволяє визначити частотний склад реосигналу, що допомагає оцінити стан судинного тону, еластичності судин і ритмічність кровотоку.

Основна формула (перетворення Фур'є):

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j2\pi ft} dt. \quad (2.8)$$

де $X(f)$ – спектр реосигналу;

f – частота.

Потужність спектра реосигналу:

$$S_{xx}(f) = |X(f)|^2. \quad (2.9)$$

Прикладне значення:

- Виявлення спектральних максимумів, що відповідають основним фізіологічним ритмам (наприклад, пульсовий ритм, дихальний ритм).
- Аналіз енергетичного внеску кожного ритму.

2.2.2.3. Спектрально-корекційна обробка

Цей метод поєднує часові та частотні характеристики сигналу, дозволяючи визначити зміни спектральної структури в часі. Це особливо важливо для виявлення динамічних змін кровообігу.

Відповідно до теореми Вінера–Хінчина, спектральна густина потужності є трансформацією Фур'є від АКФ:

$$S_{xx} = \int_{-\infty}^{\infty} R_{xx}(\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau. \quad (2.10)$$

Прикладне значення:

- Оцінка взаємозв'язку між реосигналами у різних судинних ділянках;
- Аналіз синхронності змін тону судин.

2.2.2.4. Статистична обробка

Статистичні методи дають змогу узагальнено оцінити амплітудні та часові характеристики реосигналу, зокрема пульсових хвиль. Це корисно для скринінгу та класифікації стану кровообігу.

Основні статистичні параметри:

- Математичне сподівання:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_i. \quad (2.11)$$

- Дисперсія:

$$D = \sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x[n] - \mu)^2. \quad (2.12)$$

- СКВ:

$$\sigma = \sqrt{D}. \quad (2.13)$$

Прикладне значення:

- Кількісна оцінка варіабельності реосигналу (наприклад, амплітуди пульсових хвиль);
- Виявлення патологічних змін (зокрема, при артеріальній недостатності).

2.3 Алгоритмічне забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики стану кровообігу людини

Необхідність розробки алгоритмічного забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики кровообігу людини обумовлена складністю структури реосигналу та високими вимогами до точності аналізу даних для медичної діагностики. Інтерпретація реосигналу потребує ефективних методів обробки, здатних виділяти інформативні характеристики, що відповідають фізіологічним параметрам кровообігу.

Таким чином, розробка спеціалізованих алгоритмів обробки реосигналів є необхідною умовою для створення ефективної комп'ютерної реографічної системи, яка може використовуватися у клінічній практиці для неінвазивної, швидкої та достовірної оцінки стану ССС.

На рис.2.7 представлено алгоритм виконання кореляційної обробки реосигналу.

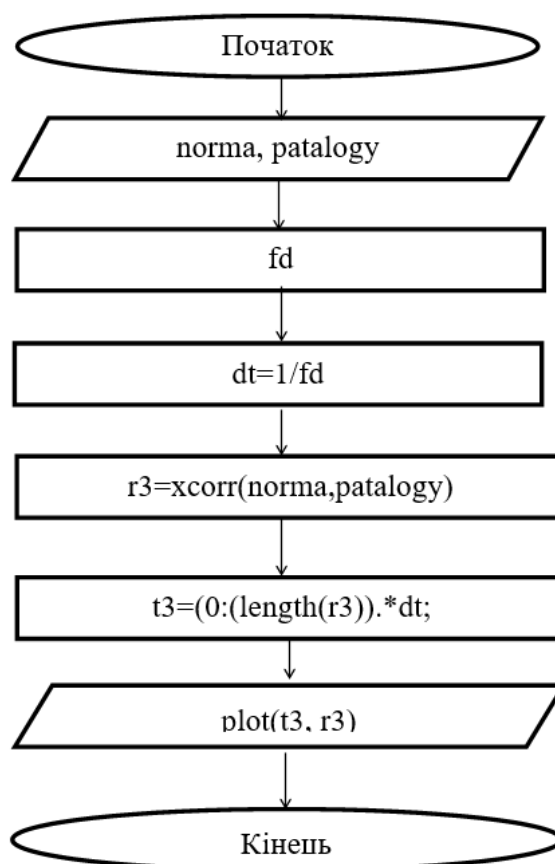


Рисунок 2.7 – Алгоритмічне забезпечення кореляційної обробки реосигналу

На рис.2.8 представлено алгоритм виконання спектральної обробки реосигналу.

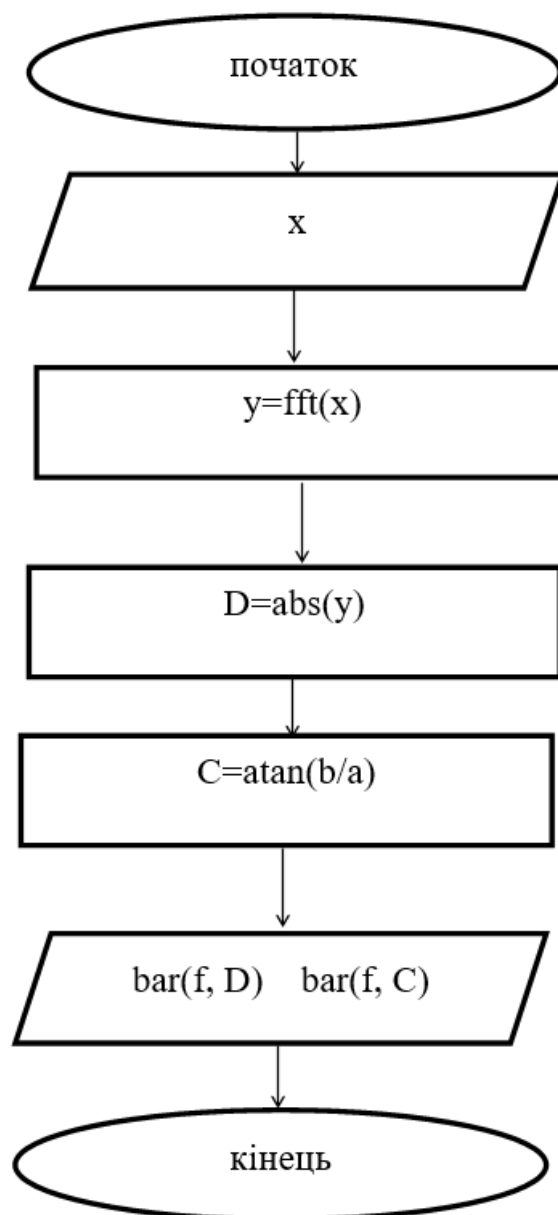


Рисунок 2.8 – Алгоритмічне забезпечення спектральної обробки реосигналу

На рис. 2.9 представлено алгоритм виконання спектрально-кореляційної обробки реосигналу.

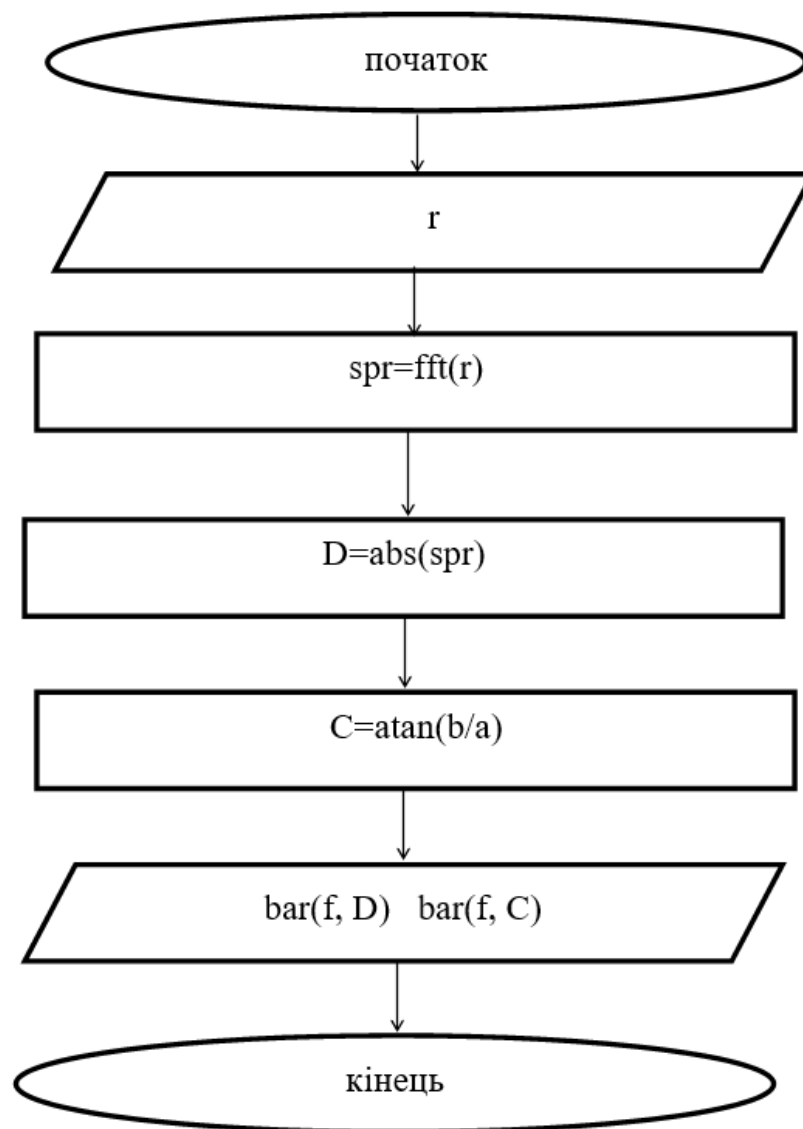


Рисунок 2.9 – Алгоритмічне забезпечення спектрально-кореляційної обробки реосигналу

На рис. 2.10 представлено алгоритм виконання статистичної обробки реосигналу.

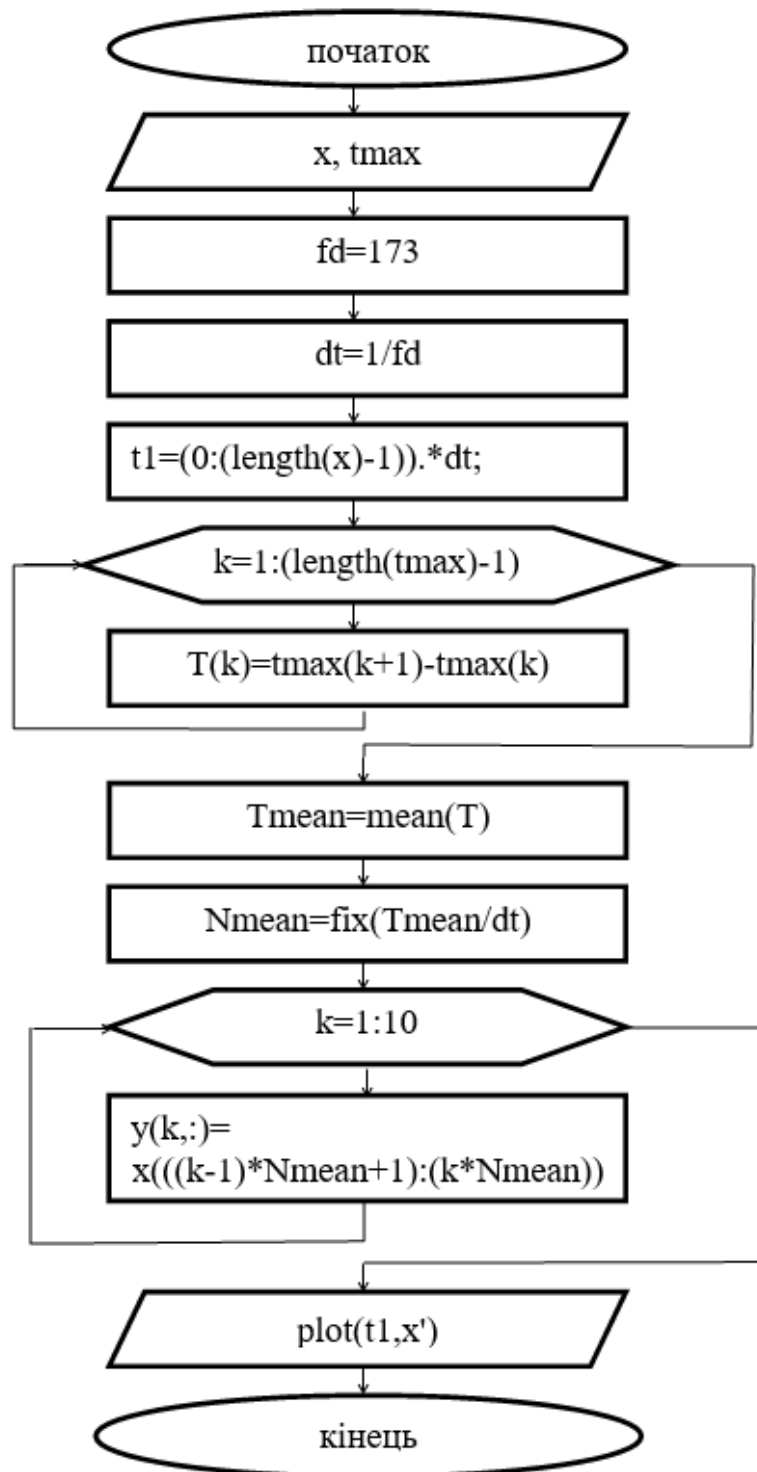


Рисунок 2.10 – Алгоритмічне забезпечення статистичної обробки реосигналу

Розроблене алгоритмічне рішення є фундаментом для подальшого створення ПЗ, яке забезпечує автоматизовану обробку, аналіз та візуалізацію реосигналів у зручному й інтуїтивно зрозумілому форматі для користувача.

2.4 Проектування програмного забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики стану кровообігу людини

Необхідність проектування програмного забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики стану кровообігу людини засобами Matlab зумовлені вимогами сучасної медицини до точності, надійності, гнучкості, високої точності обробки реосигналів, можливості моделювання та інтеграції з апаратною частиною, що сприяє підвищенню якості діагностики і лікування ССЗ.

На основі алгоритмічного забезпечення кореляційної обробки реосигналу (рис.2.7) було розроблено програмну функцію, що представлена на рисунку 2.11.

```
1 function [r_corr, t_vect] = rcorel(signal, fs)
2 % rcorel Обчислює нормалізовану автокореляційну функцію сигналу (права частина)
3 % та відповідний вектор часу.
4 %
5 % Вхідні дані:
6 % signal – сигнал у часовій області
7 % fs      – частота дискретизації (Гц)
8 %
9 % Вихідні дані:
10 % r_corr – нормалізована автокореляційна функція (права половина)
11 % t_vect – часовий вектор для цієї половини
12
13 % Період дискретизації
14 Ts = 1 / fs;
15
16 % Обчислення повної автокореляційної функції
17 autocorr_full = xcorr(signal);
18
19 % Нормалізація на кількість значень
20 autocorr_full = autocorr_full / length(autocorr_full);
21
22 % Індекс початку правої частини
23 center_index = floor(length(autocorr_full) / 2) + 1;
24
25 % Витягуємо тільки праву частину автокореляції
26 r_corr = autocorr_full(center_index:end);
27
28 % Формуємо часовий вектор для правої частини
29 t_vect = (0:length(r_corr)-1) * Ts;
30 end
```

Рисунок 2.11 – Лістинг ПЗ кореляційної обробки реосигналу

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						39
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Функція `rscorel` приймає сигнал `signal` і частоту дискретизації `fs` на вхід. Спочатку обчислюється період дискретизації T_s як обернене значення `fs`. За допомогою функції `xcorr` обчислюється повна автокореляційна функція `autocorr_full` сигналу. Потім ця автокореляція нормалізується діленням на її довжину. Змінна `center_index` визначає індекс центрального елемента автокореляції, що відповідає нульовому зсуву. Далі з `autocorr_full` виділяється права половина автокореляції, яка зберігається у векторі `r_corr`. Для цієї правої половини формується часовий вектор `t_vect`, де кожен елемент розраховується як індекс помножений на період дискретизації T_s . Функція повертає нормалізовану праву половину автокореляції разом з відповідним віссю часу.

```

1 function [ampSpec, phaseSpec, freqAxis] = spektral(signal, fs)
2 % spektral Обчислює амплітудний і фазовий спектри сигналу та частотну вісь.
3 %
4 % Вхідні параметри:
5 %   signal – сигнал у часовій області
6 %   fs      – частота дискретизації (Гц)
7 %
8 % Вихідні параметри:
9 %   ampSpec   – амплітудний спектр
10 %   phaseSpec – фазовий спектр
11 %   freqAxis  – шкала частот
12
13 % Розмір вхідного сигналу
14 L = length(signal);
15
16 % Крок по частоті
17 freqStep = fs / L;
18
19 % Виконання дискретного перетворення Фур'є
20 spectrum = fft(signal);
21
22 % Нормалізація спектра
23 spectrum = spectrum / L;
24
25 % Формування амплітудного спектра
26 ampSpec = abs(spectrum);
27
28 % Обчислення фазового спектра
29 phaseSpec = angle(spectrum);
30
31 % Створення осі частот
32 freqAxis = (0:L-1) * freqStep;
33 end

```

Рисунок 2.12 – Лістинг ПЗ спектральної обробки реосигналу

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		40

Функція `spektral` приймає вхідний сигнал `signal` та частоту дискретизації `fs`. Спочатку визначається довжина сигналу `L` як кількість його елементів. Крок частотної осі `freqStep` обчислюється діленням `fs` на `L`. Далі виконується швидке перетворення Фур'є сигналу за допомогою функції `fft`, результат зберігається у змінній `spectrum`. Отриманий спектр нормалізується діленням на довжину сигналу `L`. Амплітудний спектр `amplSpec` формується як модуль комплексних значень спектра. Фазовий спектр `phaseSpec` обчислюється як аргумент (кут) комплексних чисел спектра. Нарешті, створюється частотна вісь `freqAxis`, яка містить значення від 0 до $(L-1) * \text{freqStep}$.

На основі алгоритмів спектрально-кореляційної обробки реосигналу (рис.2.9) було розроблено програмну функцію, що представлена на рисунку 2.13.

```

1 function [amplSpec, phaseSpec, freqAxis] = spektralcor(inputSignal, fs)
2 % spektralcor Обчислює амплітудно-фазовий спектр автокореляційної функції сигналу
3 %
4 % Вхідні параметри:
5 %   inputSignal – сигнал у часовій області
6 %   fs          – частота дискретизації (Гц)
7 %
8 % Вихідні параметри:
9 %   amplSpec    – амплітудний спектр автокореляції
10 %   phaseSpec   – фазовий спектр автокореляції
11 %   freqAxis    – частотна шкала
12
13 % Обчислення автокореляційної послідовності
14 rFull = xcorr(inputSignal);
15
16 % Знаходимо індекс центру (нульове запізнення)
17 centerIdx = floor(length(rFull)/2) + 1;
18
19 % Виділяємо праву половину автокореляції
20 rPos = rFull(centerIdx:end);
21
22 % Швидке перетворення Фур'є правої частини автокореляції
23 spectrumR = fft(rPos);
24
25 % Нормалізуємо отриманий спектр
26 spectrumR = spectrumR / length(spectrumR);
27
28 % Отримуємо амплітудний спектр
29 amplSpec = abs(spectrumR);
30
31 % Розраховуємо фазовий спектр
32 phaseSpec = angle(spectrumR);
33
34 % Крок по частоті та формування осі частот
35 freqStep = fs / length(spectrumR);
36 freqAxis = (0:length(spectrumR)-1) * freqStep;
37 end

```

Рисунок 2.13 – Лістинг ПЗ спектрально-кореляційної обробки реосигналу

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		41

Функція `spektralcscor` приймає вхідний сигнал `inputSignal` і частоту дискретизації `fs`. Спочатку обчислюється повна автокореляційна послідовність `rFull` за допомогою функції `xcorr`. Змінна `centerIdx` визначає індекс центрального елемента автокореляції, що відповідає нульовому зсуву. Далі виділяється права половина автокореляції `rPos`, починаючи з `centerIdx` до кінця вектора. На цю частину застосовується швидке перетворення Фур'є, результат якого зберігається у векторі `spectrumR`. Спектр нормалізується діленням на довжину `spectrumR`. Амплітудний спектр `amplSpec` обчислюється як модуль комплексного спектра, а фазовий спектр `phaseSpec` — як аргумент. Частотна вісь `freqAxis` формується шляхом множення індексів на крок частоти `freqStep`, який дорівнює відношенню `fs` до довжини спектра.

На основі алгоритмів статистиної обробки реосигналу (рис.2.10) було розроблено програмну функцію, що представлена на рисунку 2.14.

```

1 function [avgVals, varVals, stdDevVals, timeVec] = statistic(signal, intervalCount, fs, intervalDur)
2 % statistic Обчислює середнє, дисперсію та СКВ сигналу по часових інтервалах
3 %
4 % Вхідні параметри:
5 %   signal      – вхідний часовий сигнал
6 %   intervalCount – кількість інтервалів мінус один (тому загалом intervalCount+1 сегментів)
7 %   fs          – частота дискретизації (Гц)
8 %   intervalDur  – тривалість одного інтервалу в секундах
9 %
10 % Вихідні параметри:
11 %   avgVals     – вектор середніх значень по сегментах
12 %   varVals     – вектор дисперсій по сегментах
13 %   stdDevVals  – вектор середньоквадратичних відхилень (можна нормалізувати)
14 %   timeVec     – вектор часу, відповідний середнім значенням
15
16 dt = 1 / fs; % Крок дискретизації
17 samplesPerInterval = floor(intervalDur / dt); % Кількість вибірок в одному інтервалі
18
19 segments = zeros(intervalCount + 1, samplesPerInterval); % Ініціалізація матриці для сегментів
20
21 for idx = 0:intervalCount
22     startIdx = idx * samplesPerInterval + 1;
23     endIdx = startIdx + samplesPerInterval - 1;
24     segments(idx + 1, :) = signal(startIdx:endIdx); % Витяг сегменту з сигналу
25 end
26
27 % Обчислення статистичних параметрів по рядках матриці сегментів
28 avgVals = mean(segments, 2); % Середнє по кожному сегменту
29 varVals = var(segments, 0, 2); % Дисперсія по кожному сегменту
30 stdDevVals = sqrt(varVals); % Середньоквадратичне відхилення
31
32 % За бажанням нормалізуємо СКВ від кількості точок у сегменті (можна пропустити)
33 stdDevVals = stdDevVals / sqrt(samplesPerInterval);
34
35 % Вісь часу для середніх значень (по сегментах)
36 timeVec = (0:intervalCount) * intervalDur;

```

Рисунок 2.14 – Лістинг статистичної обробки реосигналу

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		42

Функція `statistic` приймає вхідний сигнал `signal`, кількість інтервалів `intervalCount`, частоту дискретизації `fs` і тривалість одного інтервалу `intervalDur`. Спочатку обчислюється крок дискретизації `dt` як обернене значення `fs`, а потім кількість вибірок у кожному інтервалі `samplesPerInterval` як ціла частина від `intervalDur/dt`. Ініціалізується матриця `segments` розміром $(\text{intervalCount}+1) \times \text{samplesPerInterval}$ для збереження сегментів реосигналу. У циклі з індексом `idx` від 0 до `intervalCount` з сигналу вибираються підмасиви від `startIdx` до `endIdx` і записуються у відповідний рядок `segments`. Далі по кожному рядку матриці обчислюються середнє значення `avgVals` за допомогою `mean`, дисперсія `varVals` через `var`, і середньоквадратичне відхилення `stdDevVals`, яке нормалізується на $\sqrt{\text{samplesPerInterval}}$. Вісь часу `timeVec` створюється як вектор, що містить початкові моменти кожного інтервалу, обчислені як $(0:\text{intervalCount}) \cdot \text{intervalDur}$. У результаті функція повертає статистичні характеристики сигналу по часових інтервалах разом з віссю часу.

Розробка програмного забезпечення з графічним інтерфейсом у MATLAB GUIDE є актуальною через потребу у зручному та ефективному інструменті для неінвазивної обробки й аналізу реосигналів кровообігу людини. Такий підхід дозволяє автоматизувати діагностичні процеси, підвищуючи точність і швидкість медичних досліджень.

Проектування ПЗ з графічним інтерфейсом у MATLAB GUIDE для обробки реосигналу кровообігу людини починається з визначення вимог і формулювання технічного завдання, де описуються основні функції ПЗ та критерії її роботи. Наступним кроком є збір і підготовка реосигналів, що включає їх імпорт та попередню обробку. Потім розробляється структура графічного інтерфейсу, в якій розміщуються кнопки, поля введення, графіки та інші елементи управління. У середовищі MATLAB GUIDE створюються вікна і компоненти інтерфейсу, які зв'язуються з функціоналом програми через `callback`-функції. Далі реалізуються алгоритми обробки реосигналів, які включають зазначені вище методи обробки. Після цього алгоритми

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						43
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

інтегруються з графічним інтерфейсом для забезпечення взаємодії користувача з ПЗ. Потім проводиться тестування та налагодження програмного забезпечення для виявлення та виправлення помилок. Нарешті, виконується документація та підготовка користувацьких інструкцій для забезпечення зручного використання створеного ПЗ.

Інтерфейс ПЗ для обробки реосигналу представлено на рис. 2.15.

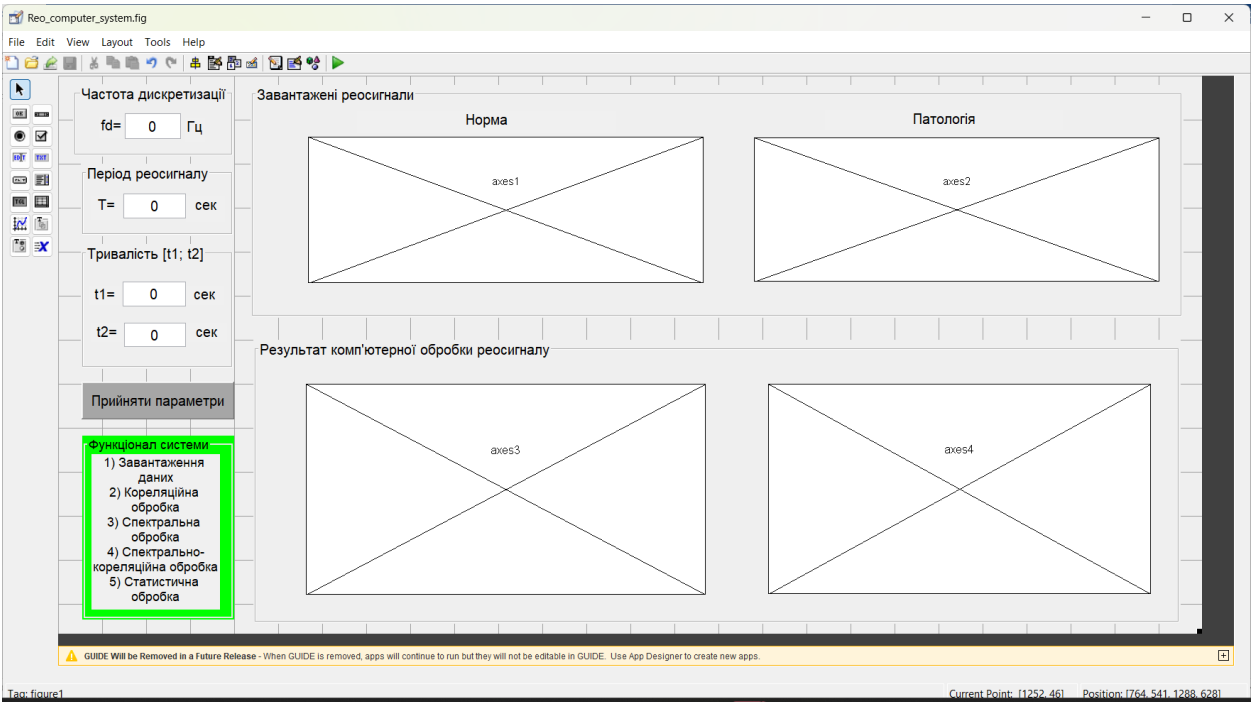


Рисунок 2.15 – Інтерфейс ПЗ для комп’ютерної обробки реосигналу

У Menu Editor розроблено меню для активації завантаження та обробки реосигналу, яке представлено на рис. 2.16.

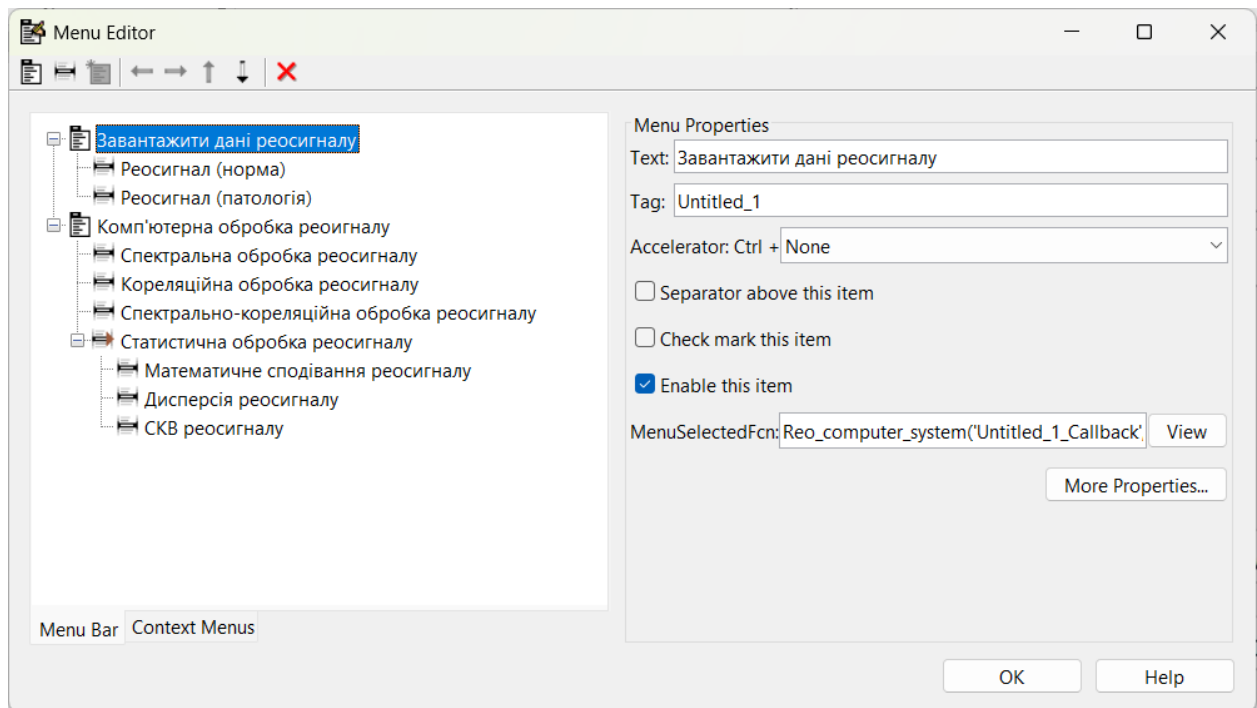


Рисунок 2.16 – Меню завантаження/обробки реосигналу

Для кожного пункту меню ПЗ створено відповідний код із застосуванням як стандартних, так і спеціально розроблених функцій обробки реосигналу (рис. 2.17).

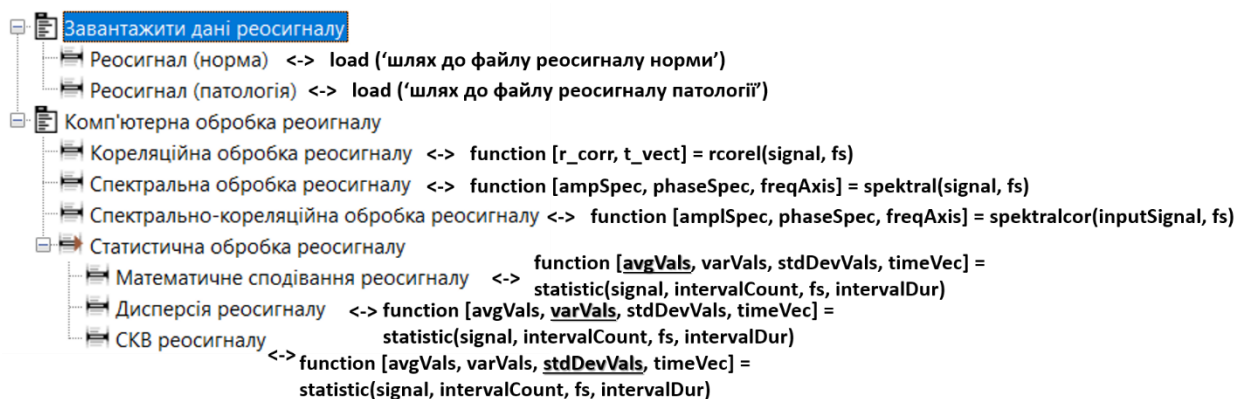


Рисунок 2.17 – Меню ПЗ та назва базової програмної функції

У додатку Д подано лістинг ПЗ комп'ютерної реографічної системи з інтерфейсом GUI.

Зовнішній вигляд запущеного ПЗ наведено на рис. 2.18.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						45
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

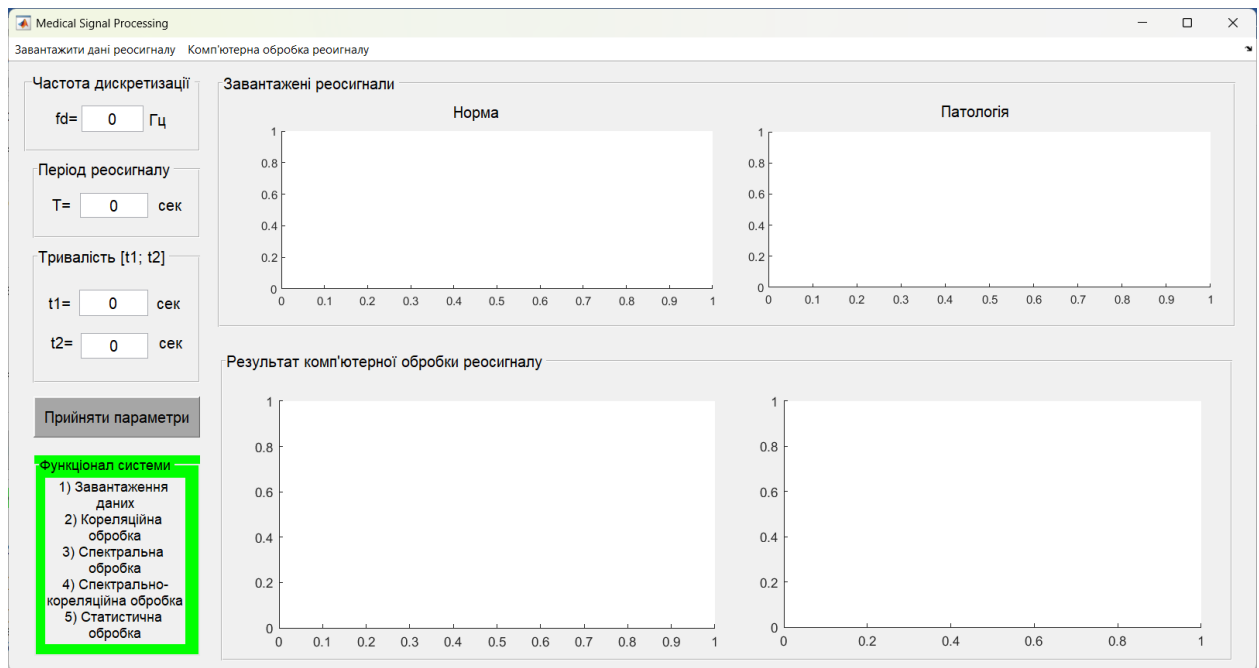


Рисунок 2.18 – Вигляд ПЗ комп'ютерної реографічної системи обробки реосигналу

Пункти меню ПЗ наведено на рис.2.19.

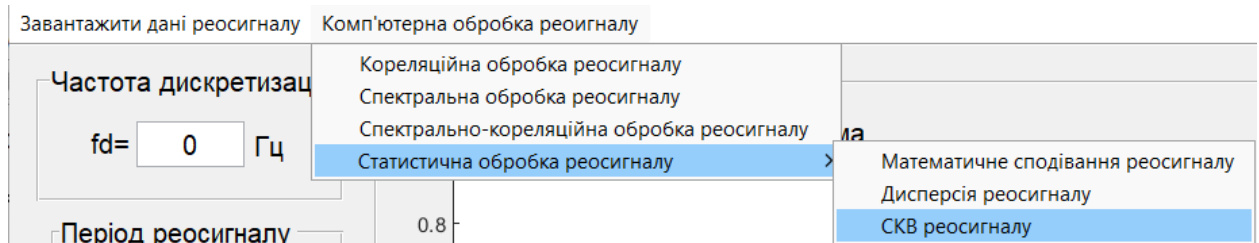


Рисунок 2.19 – Меню ПЗ комп'ютерної системи обробки реосигналу

2.5 Тестування програмного забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики кровообігу людини

Завантаженні дані реосигналів пацієнтів обох станів відображено на рис. 2.20.

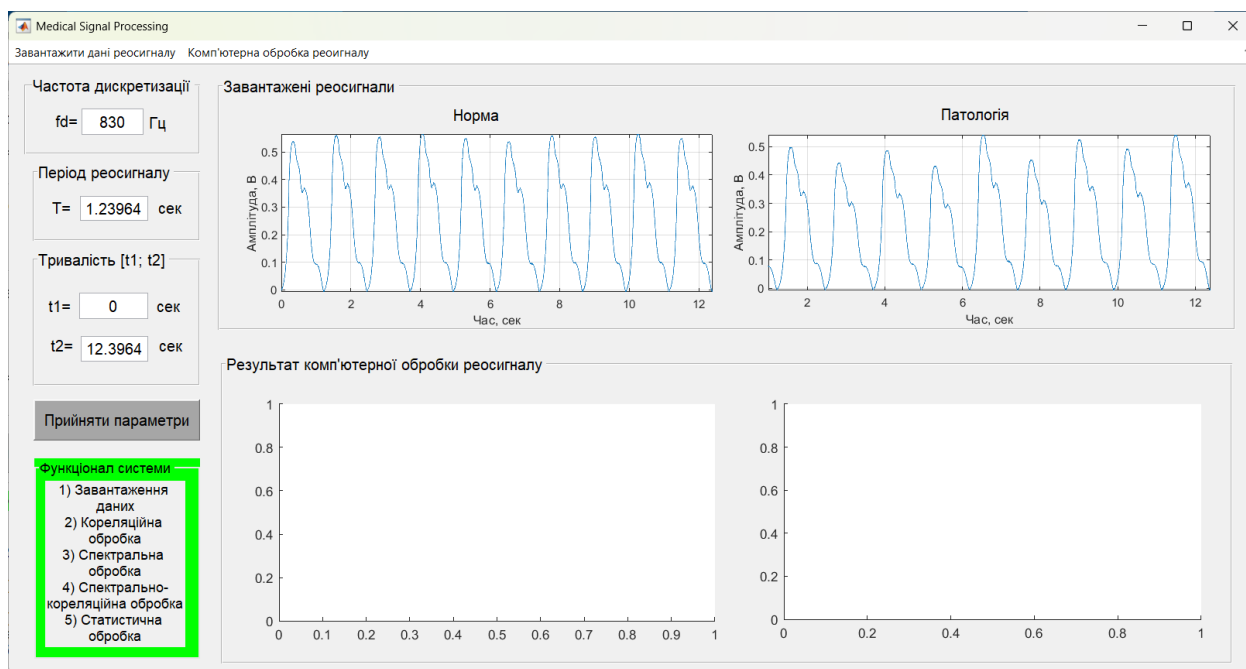


Рисунок 2.20 – Завантаженні реосигнали

Результат кореляційної обробки реосигналів для обох груп пацієнтів відображено на рис. 2.21-2.22.

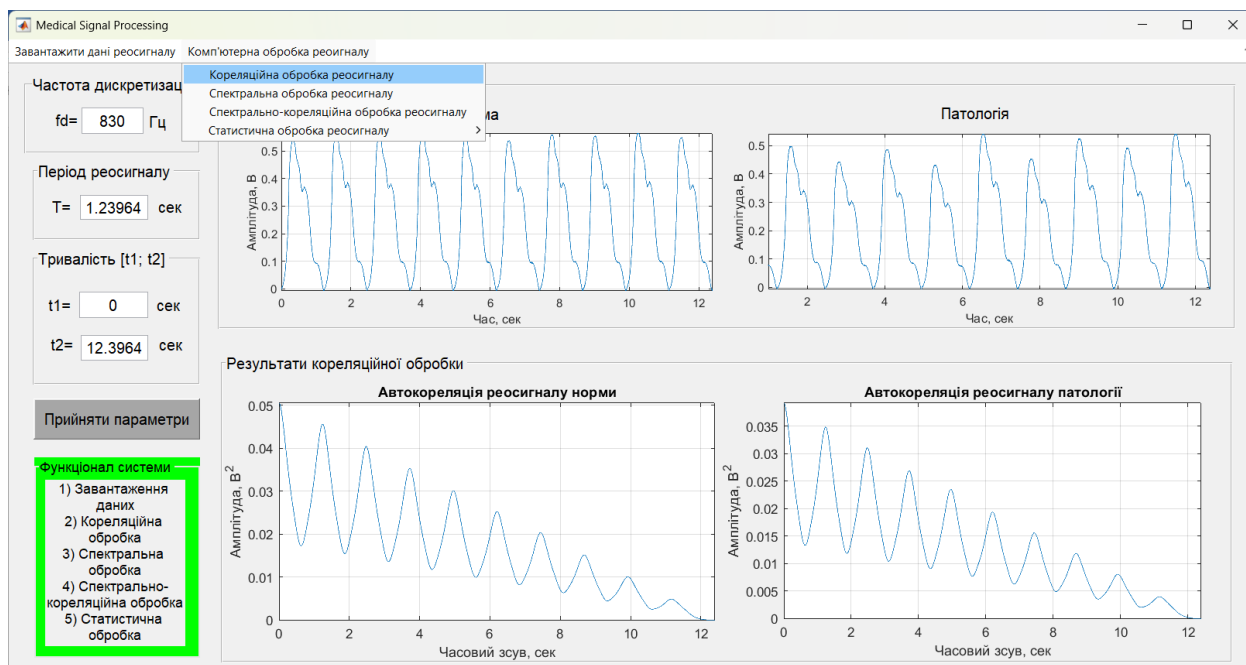


Рисунок 2.21 – Результат кореляційної обробки реосигналів при використанні комп'ютерної реографічної системи

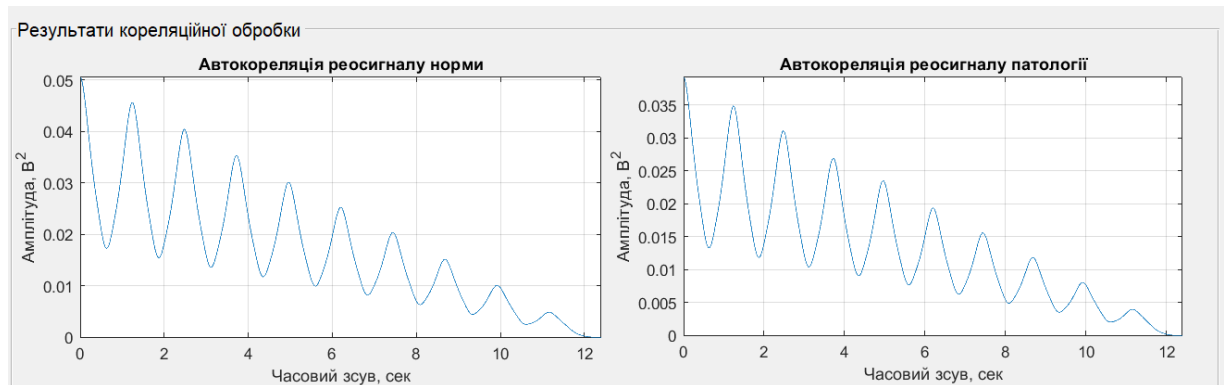


Рисунок 2.22 – Результати кореляційної обробки реосигналів

Для автокореляції реосигналу норми є характерним:

- Максимальна амплітуда АКФ досягає $\sim 0.045 \text{ V}^2$;
- АКФ має регулярну періодичну структуру, з чітко вираженими піками;
- Згасання амплітуди відбувається поступово, що свідчить про високу регулярність і стабільність ритмічних компонентів сигналу (ймовірно, пов'язаних із серцевим ритмом);
- Добре прослідковується циклічність, що є характерною для нормального фізіологічного процесу.

Для автокореляції реосигналу патології є характерним:

- Амплітуда стартового піка нижча ($\sim 0.035 \text{ V}^2$), що вже вказує на меншу енергію періодичних компонентів;
- АКФ також має періодичність, але піки менш чіткі, деякі - розмиті, особливо після 6 сек;
- Спостерігається швидше згасання амплітуди – це може свідчити про менш стабільний та регулярний характер сигналу, що є типовим для патологічних змін у гемодинаміці.

Кореляційна обробка чітко демонструє, що при патології порушується ритмічність та енергетична сталість реосигналу. Це може свідчити про:

- Зміни у гемодинаміці (порушення кровообігу);
- Аритмії або нестабільність серцевої діяльності;
- Зниження еластичності судин або порушення регуляції тонусу.

Результат спектральної обробки реосигналів для обох груп пацієнтів відображено на рис. 2.23-2.24.

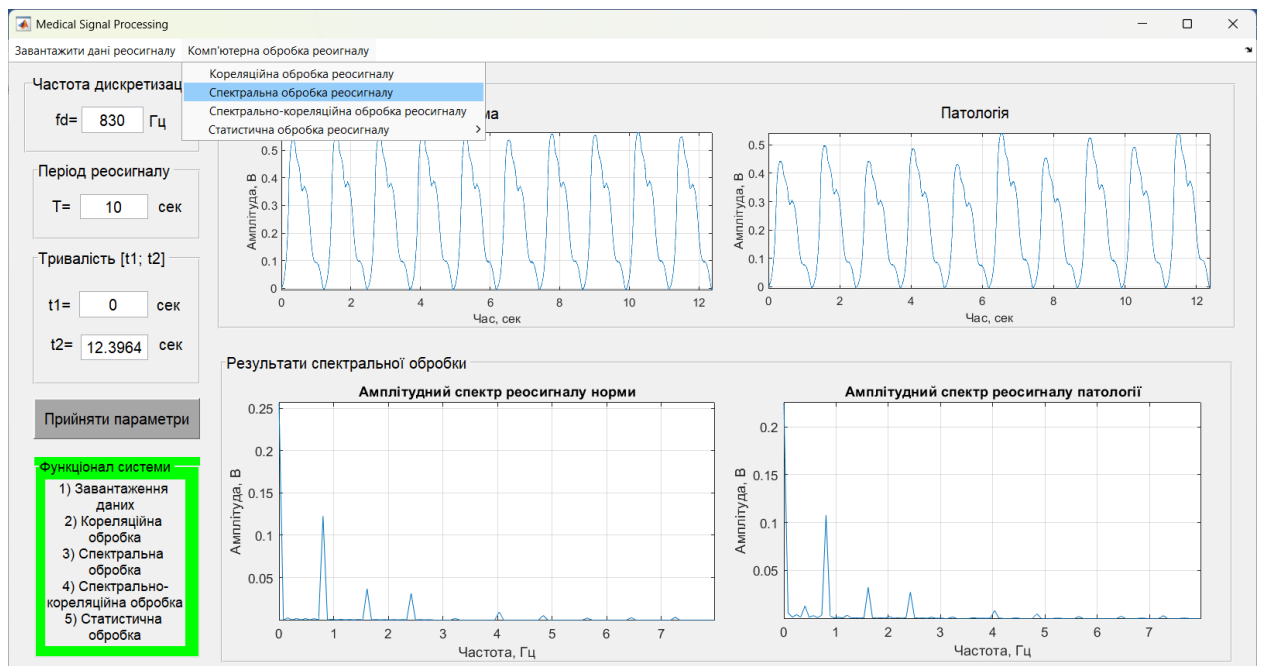


Рисунок 2.23 – Результат спектральної обробки реосигналів при використанні комп'ютерної реографічної системи

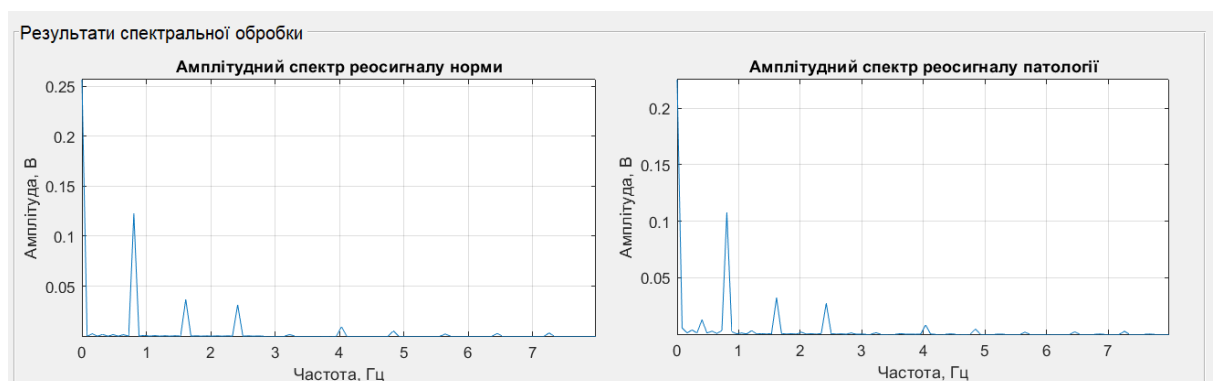


Рисунок 2.24 – Результати спектральної обробки реосигналів

Для реосигналу норми за результатами спектральної обробки встановлено:

– Основний максимум: приблизно зосереджений на частоті 1 Гц (що відповідає середній ЧСС 60 уд/хв);

– Крім основної гармоніки, спостерігаються кілька чітких гармонік (2 Гц, 3 Гц тощо), хоча їх амплітуда значно менша.

– Амплітудна структура добре сформована, спектр виглядає мультигармонічним, що свідчить про регулярність і стабільність реосигналу.

Для реосигналу патології за результатами спектральної обробки встановлено:

– Основний максимум також близько 1 Гц, проте амплітуда менша, ніж у норми;

– Гармоніки вищого порядку сильно ослаблені або відсутні, спектр виглядає згладженим;

– Загальна енергетична насиченість спектра нижча;

– Можливе посилення низькочастотної компоненти (до 0.5 Гц), що іноді пов'язане з судинною дисфункцією або змінами тону.

Фізіологічна інтерпретація:

– Спектр реосигналу норми вказує на чітке серцеве скорочення, відсутність аритмій та гармонічну циркуляцію крові.

– Спектр реосигналу патології вказує на зниження еластичності судин, зменшення пульсового кровонаповнення та зміни тону вегетативної нервової системи.

Результат спектрально-кореляційної обробки реосигналів для обох груп пацієнтів відображено на рис. 2.25-2.26.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						50
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

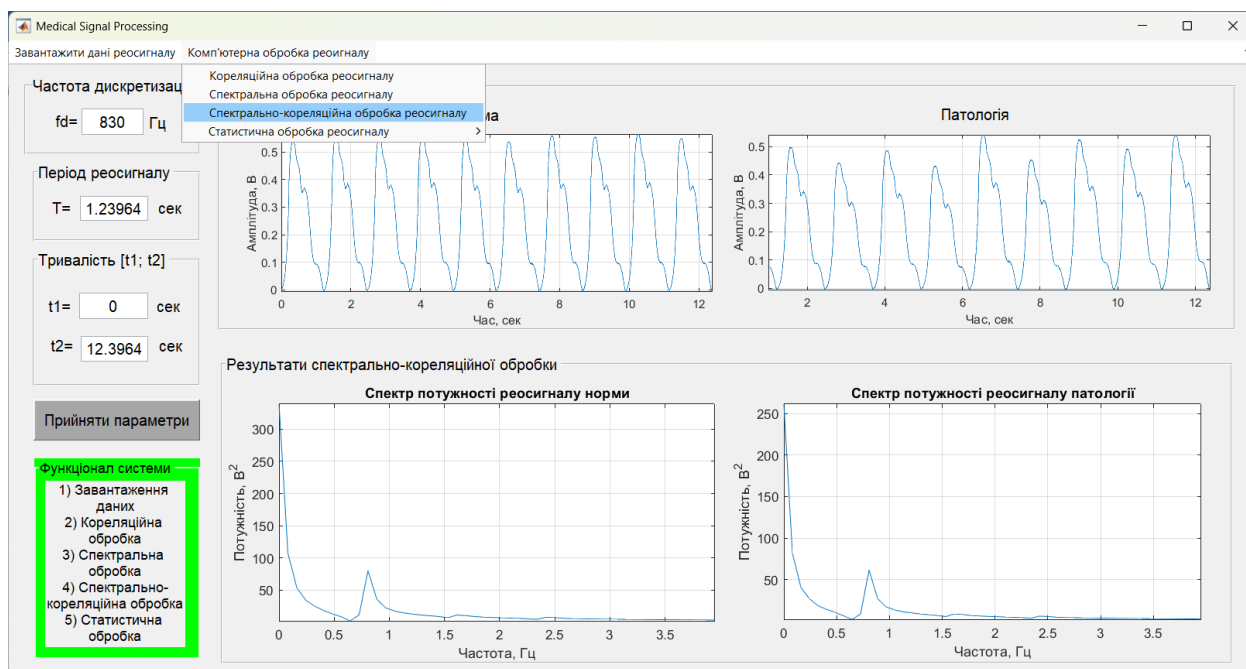


Рисунок 2.25 – Результат спектрально-кореляційної обробки реосигналів при використанні комп'ютерної реографічної системи

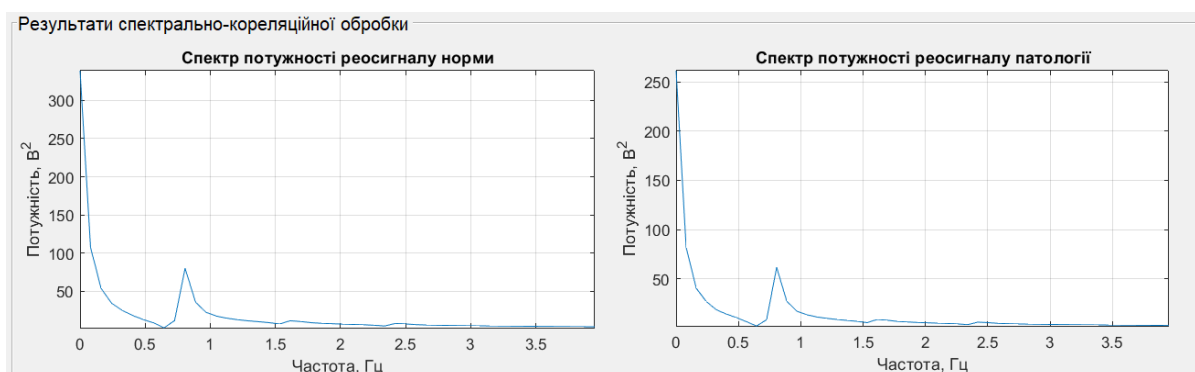


Рисунок 2.26 – Результати спектрально-кореляційної обробки реосигналів

Для пацієнта в стані норми за результатами спектрально-кореляційної обробки реосигналів встановлено:

- Основний максимум потужності на частоті приблизно 0.9–1 Гц (~60 уд/хв).
- Пік має високу амплітуду — понад 75 B^2 , решта спектра значно нижча, що свідчить про домінування однієї гармоніки.

– Помітне загальне зниження потужності в діапазоні >1.5 Гц (відносно низький фон).

– Структура реосигналу стабільна, енергетично зосереджена навколо фізіологічної частоти серця.

Для пацієнта в стані патології за результатами спектрально-кореляційної обробки реосигналів встановлено:

– Основна частота також $\sim 0.9\text{--}1$ Гц, але пік значно нижчий (~ 55 В²), тобто енергетична концентрація зменшена;

– Спостерігається більш розтягнутий фон - частотна енергія менш локалізована, присутнє більше низькочастотного шуму.

– Потужність у діапазоні до 0.5 Гц вища, ніж у нормі: ознака повільних патологічних коливань (наприклад, судинного походження).

Фізіологічна інтерпретація:

– У нормі реосигнал має чітку гармонічну структуру, що відображає стабільний ритм серця.

– При патології видно ослаблення основної гармоніки, розмитість спектру та підвищення енергії у нижчих частотах — що може свідчити про нестабільний серцевий ритм, зниження судинної реактивності, порушення венозного відтоку або вегетативної регуляції.

Результат статистичної обробки реосигналів (обчислення математичного сподівання) для обох груп пацієнтів відображено на рис. 2.27-2.28.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						52
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

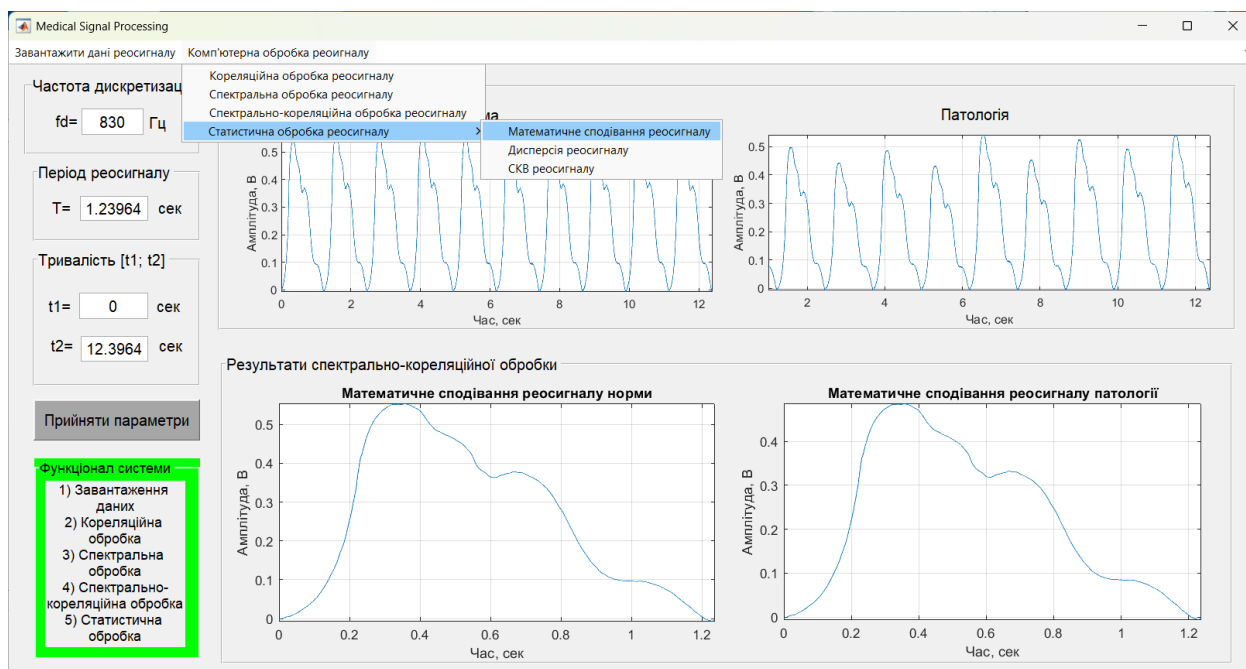


Рисунок 2.27 – Результат функціонування комп'ютерної системи під час статистичної обробки реосигналу при обчисленні математичного сподівання

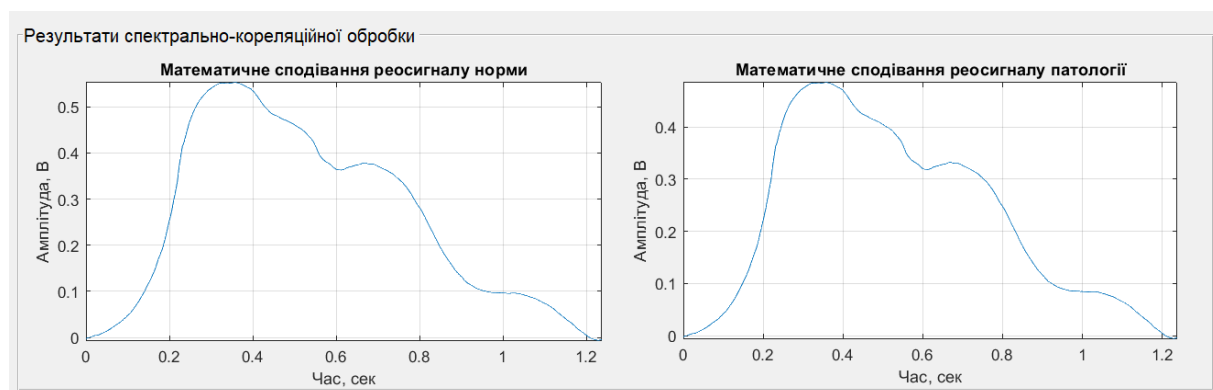


Рисунок 2.28 – Результат статистичної обробки реосигналу (обчислення математичного сподівання)

Аналіз відмінностей:

– Амплітудне зниження при патології: реосигнал патології має суттєво нижчу амплітуду (на $\approx 35\text{--}40\%$ менше) ніж реосигнал норми, що може свідчити про зниження об'єму кровонаповнення судин або зменшення еластичності судинної стінки.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

КРБ 163. 21-063.001 ПЗ

Арк.

53

– Збереження форми, але згладженість: хоча основна форма реосигналу зберігається (зростання до максимуму та спад), у патології менше виражені коливання, що може вказувати на зниження пульсаційної активності.

– Менш динамічна реакція: реосигнал патології більш "приглушений", що може бути характерно для ішемічних станів, атеросклерозу або венозного застою.

Порівняння математичних сподівань реосигналів вказує на те, що при патології:

- знижується амплітуда сигналу,
- зменшується варіативність,
- форма реосигналу спрощується.

Це свідчить про порушення гемодинаміки, ймовірно зменшення еластичності судин та зниження ефективності кровонаповнення під час систоли для реосигналу патології.

Результат статистичної обробки реосигналів (обчислення математичного сподівання) для обох груп пацієнтів відображено на рис. 2.29-2.30.

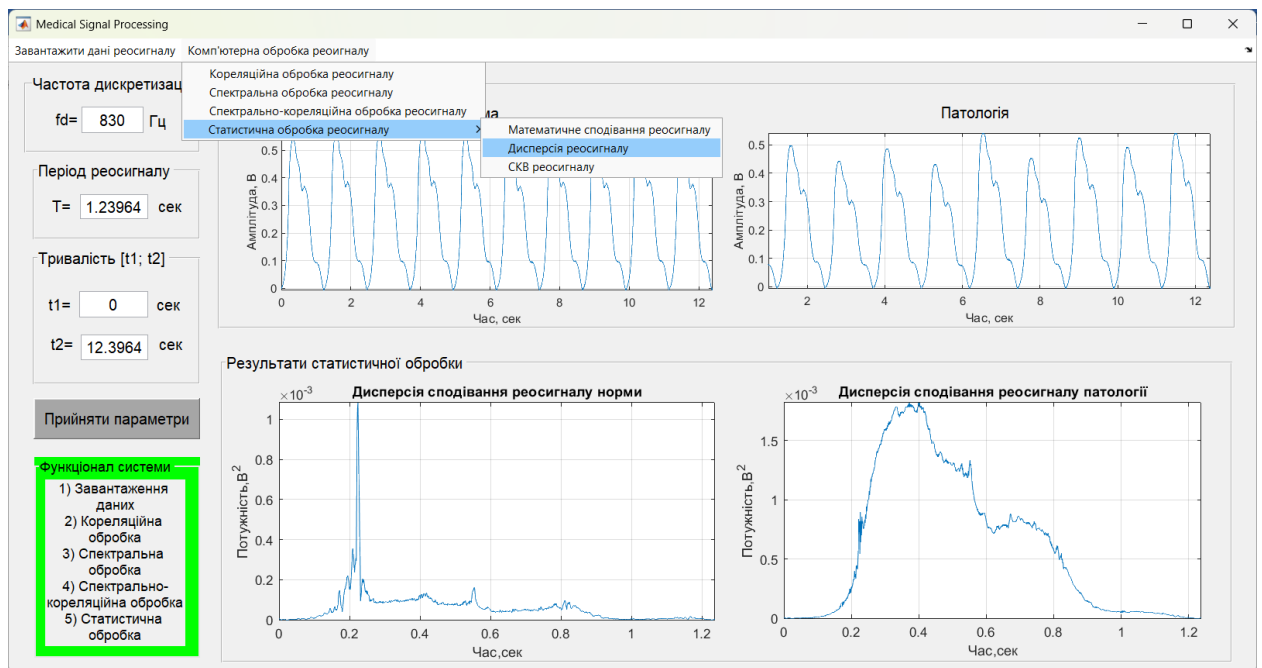


Рисунок 2.29 – Результат функціонування комп'ютерної системи під час статистичної обробки реосигналу при обчисленні дисперсії

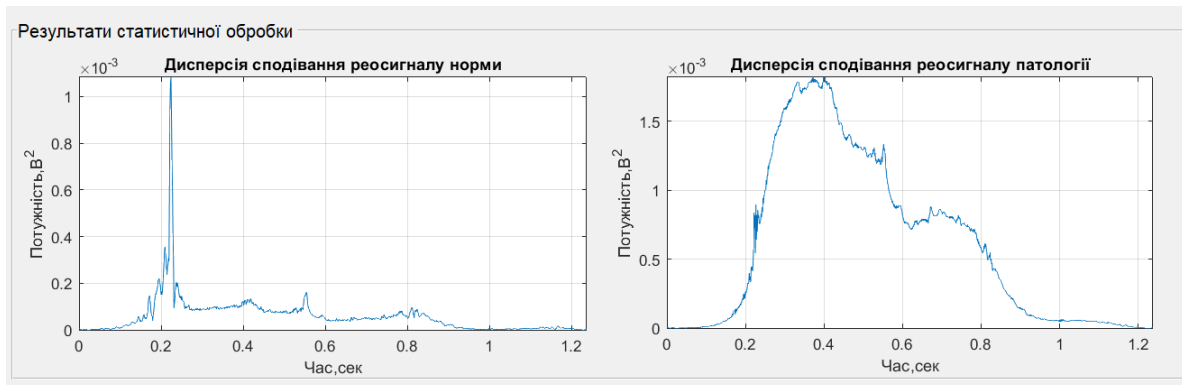


Рисунок 2.30 – Результат статистичної обробки реосигналу (обчислення дисперсії)

Для реосигналу норми:

- Дисперсія низька - спостерігаються тільки короткі піки на початку графіку (близько 0.2 с), далі сигнал має майже постійну низьку дисперсію;
- Стабільність сигналу - після початкового піку графік стабілізується та тримається на низькому рівні.

Для реосигналу патології:

- Дисперсія значно вища - особливо видно високу дисперсію від 0.2 до 0.7 с;
- Багато піків та висока варіативність - графік демонструє значні коливання дисперсії протягом всього аналізованого проміжку;
- Загалом підвищена дисперсія - що свідчить про нестабільність реосигналу, характерну для патологічних станів.

Загальна інтерпретація:

- У нормі реосигнал більш стабільний і має меншу дисперсію, що означає регулярний та передбачуваний кровообіг;
- У випадку патології дисперсія значно вища й менш стабільна, що вказує на порушення регуляції кровообігу (наприклад, при ССЗ або інших порушеннях гемодинаміки).

Результат статистичної обробки реосигналів (обчислення СКВ) для обох груп пацієнтів відображено на рис. 2.31-2.32.

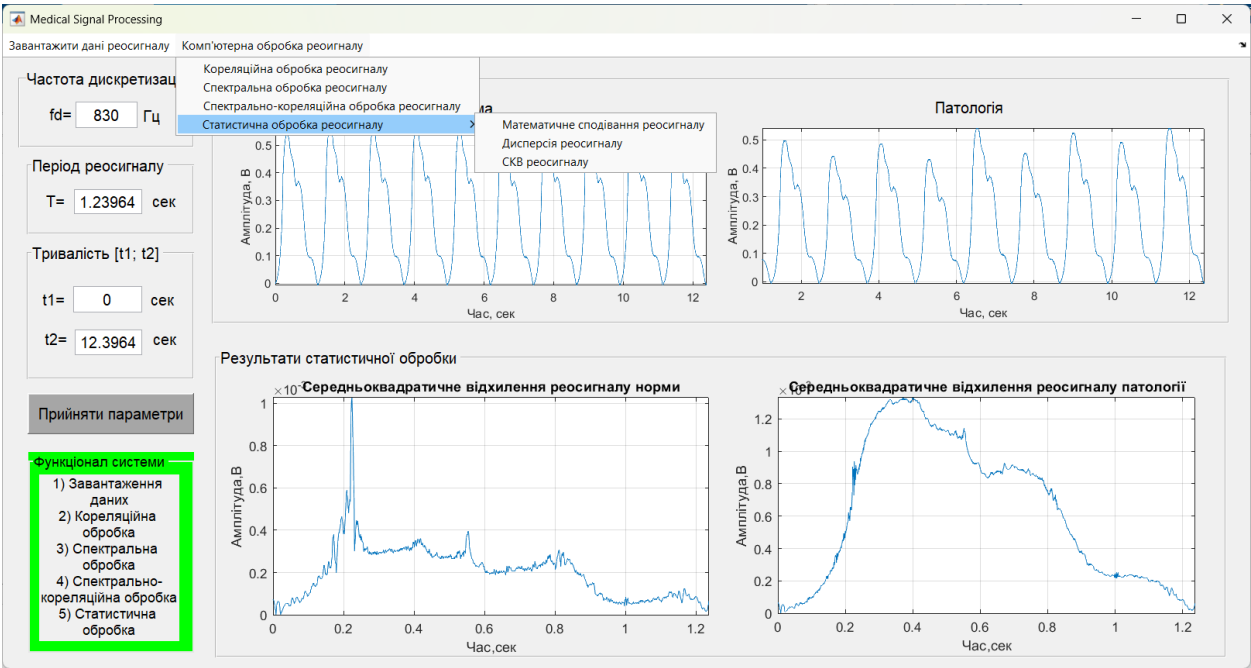


Рисунок 2.31 – Результат функціонування комп’ютерної системи під час статистичної обробки реосигналу при СКВ

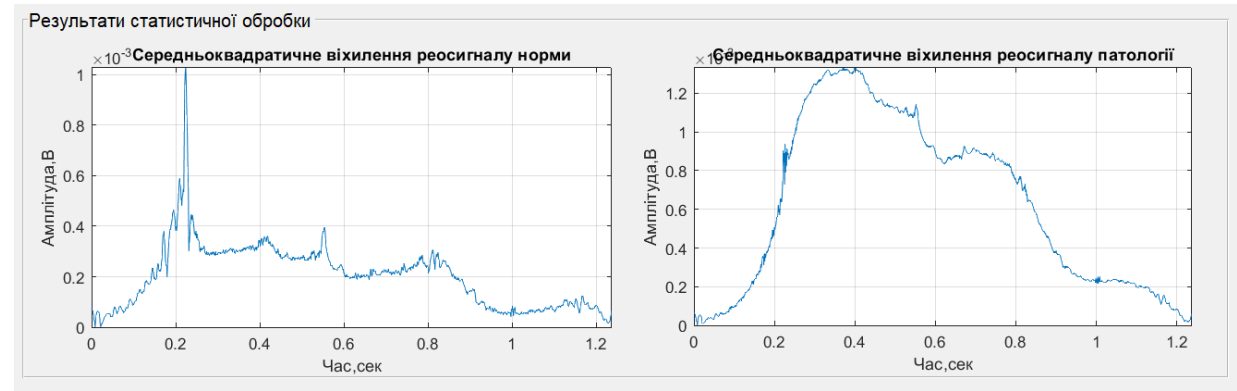


Рисунок 2.32 – Результат статистичної обробки реосигналу (обчислення СКВ)

СКВ реосигналу у нормі має чіткі піки з амплітудою близько 0.8 В при часі до 0.2 с. У патології амплітуда СКВ досягає 1.2 В, що майже у півтора раза вище, ніж у нормі. У нормі після 0.4 с амплітуда різко знижується до 0.2 В, тоді як при патології вона залишається стабільно високою. Графіки у нормі

демонструють регулярні пульсові хвилі, а у патології — більш розмиті та тривалі коливання. Таке підвищення і розмитість амплітуди при патології свідчить про порушення тону судин і зниження ефективності кровообігу.

2.6 Висновки до розділу 2

У розділі розглянуто ключові аспекти проєктування комп'ютерної реографічної системи діагностики стану кровообігу людини. Описано склад та характеристики технічного забезпечення, що забезпечує збір та первинну обробку біомедичних сигналів. Сформовано математичне забезпечення системи, зокрема запропоновано математичну модель реосигналу та визначено найбільш ефективні методи його обробки з урахуванням складності й нестационарності сигналу.

Розроблено алгоритмічне забезпечення, яке виконує функції автоматизованої фільтрації, аналізу та інтерпретації даних, що дозволяє підвищити точність діагностики стану судин. Проведено проєктування програмного забезпечення, яке реалізує розроблені математичні й алгоритмічні рішення в зручному для користувача середовищі з інтуїтивно зрозумілим інтерфейсом. Нарешті, було виконано тестування ПЗ з метою перевірки його функціональності, точності та стабільності роботи.

Отримані результати свідчать про доцільність і ефективність інтеграції апаратної та програмної частин системи для реалізації повного циклу комп'ютерної реографічної діагностики, що створює передумови для її подальшого впровадження у клінічну практику.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						57
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Обґрунтування вибору програмного середовища для розв'язання поставленого завдання

У сучасній медичній діагностиці особливо важливим є застосування методів неінвазивного моніторингу та оцінки функціонального стану систем кровообігу людини. Одним із перспективних напрямів є реографія — метод, що базується на вимірюванні електричного опору тканин, який змінюється під впливом кровотоку в судинах. Отримані реосигнали є складними динамічними біомедичними сигналами, що вимагають застосування спеціалізованих методів обробки для виділення діагностично значущої інформації.

Розробка комп'ютерної системи для аналізу реосигналів передбачає вибір оптимального програмного середовища, яке забезпечить ефективну реалізацію математичних моделей, алгоритмів обробки сигналів, а також зручну візуалізацію й інтерпретацію результатів. У цьому контексті середовище MATLAB є одним із провідних інструментів, що пропонує широкі можливості для розробки комплексних біомедичних додатків.

У цьому підрозділі буде детально обґрунтовано вибір MATLAB та його утиліт для реалізації завдання обробки реосигналу з метою отримання достовірної діагностичної інформації про стан кровообігу людини.

3.1.1 Характеристика поставленого завдання

Для досягнення мети роботи — розробка комп'ютерної реографічної системи, що обробляє реосигнали, необхідно виконати такі основні функції:

– Збір та попередня обробка реосигналів, що містять як періодичні, так і випадкові компоненти;

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						58
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Виділення ключових параметрів сигналу, які корелюють із станом судин та кровотоку;
- Математичне моделювання фізіологічних процесів, що впливають на форму сигналу;
- Створення алгоритмів фільтрації, аналізу та класифікації отриманих даних;
- Візуалізація результатів у зручній формі для лікаря або дослідника;
- Автоматизація процесу обробки з мінімальним втручанням користувача.

Усі ці задачі мають бути вирішені з високою точністю та надійністю, що висуває підвищені вимоги до вибору програмного середовища.

3.1.2 Основні критерії вибору програмного середовища

При виборі програмного середовища для розробки системи обробки реосигналів слід враховувати:

- ПЗ має мати вбудовані або можливість реалізації потужних методів ЦОС, включаючи кореляційну, спектральну, статистичну обробку.
- Наявність засобів для створення математичних моделей фізіологічних процесів, симуляції, розв'язання диференціальних рівнянь.
- Можливості візуалізації
- Здатність створювати різноманітні графіки, спектрограми, гістограми, інтерактивні інтерфейси для аналізу даних у режимі реального часу.
- Зручність розробки та прототипування: середовище має забезпечувати швидке створення і тестування алгоритмів, наявність готових бібліотек та підтримку різних форматів даних;
- Сумісність з апаратним забезпеченням;
- Необхідність інтеграції з пристроями збору реосигналів та їх підтримка;
- Підтримка розробки користувацьких інтерфейсів;
- Можливість створення зручного GUI для медичного персоналу.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						59
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– Надійність і стабільність роботи: здатність працювати з великими обсягами даних без втрати продуктивності.

3.1.3 Огляд основних програмних середовищ для обробки реосигналів

Для порівняння розглянемо кілька популярних середовищ.

Безкоштовне середовище Python з потужним набором бібліотек, проте вимагає глибоких знань програмування та часто потребує додаткової конфігурації для оптимальної роботи з біомедичними сигналами.

Візуальне середовище LabVIEW добре інтегроване з апаратурою, проте менш гнучке для складних математичних моделей і вимагає ліцензійних витрат.

Інтегроване середовище MATLAB з широким спектром інструментів для ЦОС, чисельного моделювання, статистичної обробки, зручними засобами візуалізації і розробки інтерфейсів.

3.1.4 Переваги MATLAB для обробки реосигналів

MATLAB надає Signal Processing Toolbox, який включає:

- Функції фільтрації (низькочастотна, високочастотна, смугові та адаптивні фільтри);
- Інструменти для спектрального аналізу (FFT, вейвлет-перетворення);
- Методи обробки випадкових сигналів;
- Алгоритми для виявлення особливостей сигналу — піків, переходів, фазових зсувів.

Ці можливості є ключовими для обробки реосигналів, які мають складну структуру із вираженими періодичними коливаннями та випадковими флуктуаціями.

MATLAB підтримує розробку моделей, що описують динаміку кровообігу, електрофізіологічні процеси та їх відображення у реосигналах. Завдяки цьому можна створювати адаптивні алгоритми обробки, які враховують індивідуальні особливості пацієнта.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						60
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

MATLAB дозволяє:

- Виводити графіки у режимі реального часу;
- Створювати інтерактивні панелі керування;
- Проводити багатовимірний аналіз та порівняння даних.

Це сприяє швидкому виявленню патологій та формуванню висновків.

Інструмент GUIDE дозволяють створити інтуїтивно зрозумілі програми з простим доступом до всіх функцій обробки та візуалізації даних.

MATLAB легко підключається до різноманітних пристроїв збору даних (через USB, COM-порти, Ethernet), що вказує на його зручність для роботи з географічним обладнанням.

MATLAB дає змогу автоматизувати обробку великих обсягів даних та легко масштабувати рішення від прототипів до комерційних додатків.

MATLAB широко використовується у медичних дослідженнях і клінічних розробках завдяки:

- Широкий підтримці користувачів та наявності численних навчальних матеріалів;
- Можливості обміну результатами через інтеграцію з іншими мовами програмування та базами даних;

Враховуючи всі вищезазначені фактори, програмне середовище MATLAB є оптимальним вибором для розв'язання поставленого завдання обробки реосигналів з метою отримання діагностичної інформації про стан кровообігу людини. Його функціональність, гнучкість та зручність дозволяють реалізувати весь цикл роботи — від збору даних до видачі медичних висновків — у межах однієї інтегрованої платформи.

Це сприяє підвищенню якості, точності і надійності діагностики, що є критично важливим для сучасної медицини та подальшого розвитку технологій неінвазивного моніторингу.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						61
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

3.2 Методика проведення медико-біологічного дослідження

3.2.1 Загальні відомості про реографію

Реографія — це неінвазивний метод дослідження стану кровообігу людини, заснований на реєстрації змін електричного опору біотканин, які формуються в процесі пульсового кровонаповнення судин. Метод дозволяє оцінити гемодинамічні параметри, включаючи стан артеріальної та венозної системи, а також діагностувати патологічні зміни кровообігу на різних стадіях розвитку.

Реосигнал є графічним зображенням змін імпедансу тканин, що відображає фазу систолічного припливу крові та діастолічного відтоку. Застосування цього методу у медичній практиці дозволяє виявити порушення регіональної та загальної гемодинаміки, оцінити еластичність судин та інші важливі показники.

Реографія є складовою частиною функціональної діагностики та може бути проведена як самостійно, так і в комплексі з іншими дослідженнями. У даній роботі особлива увага приділяється комп'ютерній реографічній системі, яка забезпечує високу точність вимірювань та автоматизовану обробку даних.

3.2.2 Принцип методу та фізіологічне підґрунтя

Основний принцип реографії полягає у вимірюванні змін електричного опору тканин (імпедансу), що виникають через зміни об'єму крові в досліджуваній ділянці тіла. В період систоли кров'яний об'єм у судинах збільшується, що призводить до зменшення електричного опору, а в період діастоли – об'єм зменшується, опір зростає.

Електроди, розташовані на шкірі досліджуваної ділянки, реєструють зміни напруги або струму, які обумовлені імпедансними коливаннями. Сигнал піддається фільтрації та посиленню, після чого аналізується за допомогою комп'ютера.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						62
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Імпедансова реографія відображає: систолічний пік, ліастолічні хвилі амплітуда реограми, часові інтервали (наприклад, час підйому хвилі, тривалість систоли) — дають уявлення про тонус та функціональний стан судин.

Таким чином, метод реографії базується на фізіологічних властивостях судинної системи та здатності тканин змінювати електричний опір при гемодинамічних коливаннях.

3.2.3 Апаратура та підготовка до дослідження

Для проведення реографічного дослідження використовується комп'ютерна реографічна система, до складу якої входять:

- генератор високочастотного струму;
- блок реєстрації зміни напруги або струму;
- підсилювачі та фільтри сигналів;
- комп'ютер з програмним забезпеченням для обробки реограми;
- електроди для зняття сигналів.

Підготовка пацієнта:

- Пацієнту рекомендується відпочити 5–10 хвилин у положенні сидячи або лежачи, щоб нормалізувати стан ССС.
- Дослідження проводиться у спокійних умовах за кімнатної температури (20–24 °С).
- Пацієнта просять утриматися від фізичних навантажень та вживання напоїв, що можуть вплинути на тонус судин (кава, міцний чай) за 1–2 години до обстеження.
- Шкіра в місці накладання електродів знежирюється спиртовим розчином для покращення контакту.

3.2.4 Методика проведення дослідження

Використовується біполярна або тетраполярна схема. При тетраполярній схемі два електроди подають струм (генеруючі), а два інші –

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						63
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

реєструють потенціали (реєструючи). Це дозволяє знизити вплив шкіри та тканин, що не беруть участі у кровонаповненні.

Процедура дослідження:

- Пацієнт займає зручне положення — сидячи або лежачи.
- На шкіру накладаються електроди у стандартних точках (наприклад, для реографії кінцівки: на плечі та передпліччі, або на стегні та гомілці).
- Вмикається генератор змінного струму високої частоти (часто 50–100 кГц, сила струму близько 0,5–1 мА).
- Знімаються показники протягом 1–3 хвилин для отримання стійкого реографічного сигналу.
- Дані реєструються та зберігаються у комп'ютері.
- Обробка результатів:
- Програмне забезпечення автоматично виділяє основні фази реограми, виконує розрахунок амплітуд, часових інтервалів та додаткових параметрів (індекси еластичності судин, швидкість кровотоку тощо).
- Здійснюється побудова реографічної кривої для візуальної оцінки.

3.2.5 Параметри, що аналізуються

При аналізі реограми виділяють такі основні показники:

- Реографічний індекс (РІ) — амплітуда систолічного піку, що характеризує пульсовий об'єм крові у досліджуваній ділянці.
- Індекс еластичності (ІЕ) — співвідношення амплітуд різних хвиль, що оцінює стан судинної стінки.
- Періодичні характеристики — час підйому хвилі, тривалість систоли та діастолі, час проходження пульсової хвилі.
- Судинний тонус — оцінюється за формою хвилі та співвідношенням між фазами.

Використання комп'ютерної системи дозволяє проводити автоматизований розрахунок цих параметрів, що значно підвищує точність та об'єктивність дослідження.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						64
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

3.2.6 Значення та клінічне застосування реографії

Реографія є універсальним методом для оцінки стану судинної системи та виявлення патологічних процесів, зокрема:

- початкових ознак порушень венозного або артеріального кровообігу;
- змін тону судин при вегетативних порушеннях;
- наслідків атеросклерозу, облітеруючих захворювань судин кінцівок;
- стану мозкового кровообігу (реоенцефалографія).

Реографія широко використовується для скринінгу судинних патологій, моніторингу ефективності лікування та досліджень у спорті, фізіології та реабілітації.

3.2.7 Висновки щодо методики

Методика проведення реографії базується на принципах безпеки, зручності та високої інформативності. Комп'ютерна обробка даних значно спрощує процедуру та підвищує точність результатів, що є особливо важливим у сучасних умовах медичної практики.

Розроблена комп'ютерна реографічна система у межах даної кваліфікаційної роботи дозволяє проводити дослідження з високою швидкістю, мінімальним впливом людського фактора та забезпечує надійну діагностику стану кровообігу людини.

3.3 Висновки до розділу 3

У розділі обґрунтовано переваги застосування середовища Matlab та його інструмента Guide для створення комп'ютерної системи реографічного дослідження, яка дозволяє ефективно обробляти та візуалізувати реосигнал людини. Також детально описано реографію як доступний, зручний та ефективний метод дослідження стану кровообігу судинної системи.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						65
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4

БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ

4.1 Безпека життєдіяльності

Безпека життєдіяльності є одним із найважливіших аспектів медико-біологічних досліджень та використання медичної апаратури. При проведенні досліджень із застосуванням комп'ютерної реографічної системи для діагностики стану кровообігу людини необхідно дотримуватись вимог, визначених у державних та міжнародних нормативних документах, зокрема:

- ДСТУ ISO 45001:2019 – Системи управління безпекою та гігієною праці. Вимоги та настанови щодо застосування.

- ДСТУ EN 60601-1:2018 – Вироби медичні електричні. Загальні вимоги до базової безпеки та основної робочої характеристик.

- ДБН В.2.2-10:2017 – Основи проектування медичних установ.

- Правила улаштування електроустановок (ПУЕ).

Ці документи регламентують умови безпечного використання медичних електронних приладів, вимоги до електробезпеки, заземлення, ізоляції та організації робочого місця.

Реографічні системи працюють із застосуванням слабкого змінного струму високої частоти (0,1–1 мА, 20–100 кГц). Незважаючи на низьку силу струму, необхідно дотримуватися суворих заходів електробезпеки, щоб уникнути електротравм або ураження пацієнта.

Основні заходи електробезпеки:

- Контроль цілісності ізоляції всіх кабелів та електродів. Перед проведенням дослідження необхідно перевіряти відсутність пошкоджень на проводах, штекерах та інших елементах.

- Використання медичних джерел живлення. Згідно з ДСТУ EN 60601-1:2018, медичне обладнання має бути захищене від пробоя ізоляції та мати належні захисні класи.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						66
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– Наявність захисного заземлення. Робоче місце має бути обладнане системою захисного заземлення відповідно до ПУЕ.

– Виконання вимог щодо допустимої сили струму та напруги. Випробування апаратури проводяться згідно з методиками, визначеними в ДСТУ EN 60601-1:2018.

При проведенні досліджень важливо забезпечити комфортні умови для користувача та пацієнта. Зокрема, необхідно дотримуватись таких вимог:

– Робоче місце оператора. Монітор має бути розташований на відстані 60–80 см від очей користувача, під кутом нахилу 10–20° для зменшення навантаження на зір.

– Освітлення. Робоче місце повинно бути достатньо освітлене (не менше 300 лк), при цьому необхідно уникати відблисків на моніторі.

– Повітряний мікроклімат. Згідно з ДСН 3.3.6.042-99 («Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень»), температура має підтримуватись у межах 20–24°C, а відносна вологість — 40–60%.

– Організація простору. Робоче місце повинно мати достатню площу для розміщення обладнання та вільного доступу до пацієнта.

При застосуванні реографічної системи важливо забезпечити безпечні умови для пацієнта. Основні правила:

– Попередній огляд стану здоров'я пацієнта. Виявлення протипоказань (наприклад, кардіостимулятор, шкірні ураження у місцях накладання електродів).

– Гігієнічна обробка шкіри. Місця кріплення електродів мають бути очищені спиртовим розчином або мильною водою для зменшення контактного опору.

– Контроль під час дослідження. Пацієнт має знаходитися під постійним наглядом оператора. У разі появи дискомфорту або скарг дослідження негайно припиняється.

– Виконання вимог електробезпеки. Дослідження проводяться при справній апаратурі та наявності захисного заземлення.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						67
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Організаційні заходи безпеки при роботі з комп'ютерною реографічною системою:

- Навчання персоналу. Оператори повинні бути проінструктовані щодо правильного використання обладнання та основ безпечної роботи.

- Реєстрація та ведення журналів перевірки обладнання. Згідно з ДСТУ ISO 45001:2019, ведеться документація про регулярні перевірки справності та тестування апаратури.

- Контроль умов праці. Періодичний огляд умов праці згідно з вимогами ДБН В.2.2-10:2017.

4.2 Основи охорони праці

Охорона праці — це система правових, соціально-економічних, організаційно-технічних і профілактичних заходів, спрямованих на збереження життя, здоров'я та працездатності людини у процесі трудової діяльності. При розробці та використанні комп'ютерної реографічної системи для діагностики стану кровообігу людини необхідно враховувати вимоги охорони праці, передбачені законодавством України та міжнародними стандартами.

Основні вимоги викладені у:

- Законі України «Про охорону праці».
- ДСТУ ISO 45001:2019 — Системи управління безпекою та гігієною праці. Вимоги та настанови щодо застосування.
- ДБН В.2.2-10:2017 — Основи проектування медичних установ.
- ДСН 3.3.6.042-99 — Державні санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень.
- Правила улаштування електроустановок (ПУЕ).

При експлуатації комп'ютерної реографічної системи існує низка небезпечних та шкідливих виробничих факторів, зокрема:

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						68
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

– Електричний струм. Виникає під час підключення апаратури до мережі. Необхідно виконувати вимоги ДСТУ EN 60601-1:2018, що регламентує безпечне використання медичних електричних приладів.

– Випромінювання від моніторів. Тривала робота за комп'ютером може призвести до зорового перенапруження та загальної втоми.

– Неправильна організація робочого місця. Може призвести до порушень опорно-рухового апарату (наприклад, остеохондроз, викривлення хребта).

Щоб мінімізувати дію цих факторів, передбачені такі заходи:

– Робоче місце має бути обладнане ергономічним кріслом і столом (відповідно до ДБН В.2.2-10:2017).

– Монітор слід встановлювати на відстані 60–80 см від очей користувача, під кутом 10–20° для зменшення навантаження на зір.

– Перерви у роботі за комп'ютером — не рідше ніж через 60 хвилин, тривалістю 5–10 хвилин, згідно з рекомендаціями ДСН 3.3.2.007-98 (гігієнічні вимоги до ПЕОМ).

Для безпечної роботи персоналу необхідно дотримуватись санітарно-гігієнічних норм мікроклімату:

– Температура повітря – 20–24 °С.

– Відносна вологість – 40–60%.

– Швидкість руху повітря – не більше 0,1–0,2 м/с.

Ці параметри регламентовані ДСН 3.3.6.042-99. Недотримання цих умов може призвести до загальної втоми, зниження працездатності та підвищення ризику профзахворювань.

Під час роботи з комп'ютерною реографічною системою також важливо забезпечити пожежну безпеку. Основні заходи:

– Використання обладнання, яке має сертифікати відповідності вимогам пожежної безпеки.

– Наявність у приміщенні вогнегасників відповідно до НАПБ А.01.001-2014 («Правила пожежної безпеки в Україні»).

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						69
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- Забезпечення вільного доступу до засобів пожежогашіння.
- Проведення інструктажу з пожежної безпеки згідно з Законодавством України «Про охорону праці» та Кодексом цивільного захисту України.

Організаційні заходи спрямовані на створення безпечних умов праці для персоналу:

- Проведення первинного, повторного та позапланового інструктажів з охорони праці, як вимагається у Законі України «Про охорону праці».
- Розробка інструкцій з безпечної експлуатації обладнання, відповідно до вимог ДСТУ ISO 45001:2019.
- Регулярне технічне обслуговування та перевірка справності апаратури, яке фіксується у відповідних журналах.

4.3 Висновки до розділу 4

У розділі розглянуто основні вимоги безпеки життєдіяльності, що супроводжують роботу з комп'ютерною реографічною системою для діагностики стану кровообігу людини. Дотримання цих вимог та рекомендацій забезпечує безпечні умови для оператора та пацієнта, а також підвищує надійність та ефективність досліджень.

Застосування нормативної бази (ДСТУ EN 60601-1:2018, ДСТУ ISO 45001:2019, ПУЕ, ДБН В.2.2-10:2017) дозволяє гарантувати відповідність розробленої системи сучасним вимогам та стандартам у галузі медичних досліджень.

Також в розділі розглянуто основні аспекти охорони праці під час роботи з комп'ютерною реографічною системою для діагностики стану кровообігу людини. Дотримання вимог законодавства України, а також міжнародних стандартів (ДСТУ ISO 45001:2019, ДСТУ EN 60601-1:2018, ПУЕ, ДСН 3.3.6.042-99) дозволяє гарантувати безпечні умови праці для персоналу та запобігти виникненню професійних захворювань.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						70
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОКИ

У кваліфікаційній роботі описано повний життєвий цикл комп'ютерної реографічної системи для діагностики стану кровообігу людини, яка поєднує апаратне та програмне забезпечення з метою реєстрації, обробки та інтерпретації реосигналів.

У першому розділі проведено глибокий аналіз сучасних методів дослідження кровообігу, зокрема імпедансної реографії, а також огляд існуючих рішень та інструментів для реєстрації реосигналів. Встановлено актуальність розробки доступної, функціональної та надійної комп'ютерної системи, орієнтованої на неінвазивне дослідження кровообігу. Обґрунтовано вибір методів і підходів для реалізації технічного, математичного, алгоритмічного та ПЗ.

У другому розділі спроектовано структуру технічного забезпечення системи, зокрема сенсорний блок, схему підсилення сигналів та модуль оцифрування. Розроблено математичну модель реосигналу, що дозволяє ефективно здійснювати його попередню обробку та подальший аналіз. Запропоновані алгоритми забезпечують кореляційний, спектральний, спектрально-кореляційний і статистичний аналізи, реалізовані у програмному середовищі. Створене програмне забезпечення має графічний інтерфейс користувача, що полегшує взаємодію з системою та підвищує її зручність. Проведено тестування роботи системи на імітованих і реальних даних, що підтвердило її працездатність та точність.

У третьому розділі обґрунтовано вибір середовища MATLAB як оптимального інструменту для розробки програмного забезпечення системи завдяки широкому спектру засобів обробки сигналів, візуалізації та інтеграції з апаратною частиною. Також проаналізовано методику здійснення медико-біологічного дослідження, яке дозволяє оцінити практичну ефективність створеної системи у реальних умовах.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						71
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

У четвертому розділі розглянуто питання БЖД та охорони праці при використанні комп'ютерної реографічної системи, що є важливою складовою для впровадження її у клінічну практику.

Таким чином, розроблена система демонструє високу ефективність у виявленні змін стану кровообігу, є технічно доцільною, функціонально повною та потенційно придатною для використання в медичних установах для скринінгу та попередньої діагностики судинних порушень.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						72
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Булах І.Й., Лях Ю.Й., Марценюк В.П., Хаїмзон І.Й. Медична інформатика. К.: AUS Medicine Publishing, 2017. 368 с.
2. Ваврук Є., Лашко О., Попович Р. Алгоритми та засоби обробки сигналів: навч. посібн. Львів: СПОЛОМ, 2021. 240 с.
3. Жидецький, В. Ц. Основи охорони праці: підруч. / В. Ц. Жидецький ; М-во освіти і науки України. Наук.-метод. центр вищої освіти. Укр. акад. друкарства ; рец.: Г. Г. Гогіташвілі, І. І. Даценко, Б. С. Штангрет. 3-тє вид., перероб. і доп. — Львів : Укр. акад. друкарства, 2006. 336 с. Бібліогр.: с. 329–330. — ISBN 966-8013-11-5.
4. Основи та методи цифрової обробки сигналів: від теорії до практики: навч. посібник / уклад. : Ю.О. Ушенко, М.С. Гавриляк, М.В. Талах, В.В. Дворжак. Чернівці: Чернівецький нац. ун-т ім. Ю. Федьковича, 2021. 308 с.
5. Хоцкіна В.Б., Вдовиченко І.Н. Робота в пакеті MATLAB: Навчальний посібник. Кривий Ріг: Державний університет економіки і технологій, 2023. 130 с.
6. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с.
7. Реовазографія та Реоенцефалографія. URL: https://vikom.org.ua/uk/diahnostyka/funktsionalna-diahnostyka/rvh-ta-reh?utm_source=chatgpt.com.
8. Реографія. URL: <http://wiki.vnu.edu.ua/wiki/%D0%A0%D0%B5%D0%BE%D0%B3%D1%80%D0%B0%D1%84%D1%96%D1%8F>.
9. Реографія. URL: https://moyaosvita.com.ua/medicina/reografiya-2/?utm_source=chatgpt.com.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						73
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

10. Palaniza Y.B. Main theoretical basis of biosignals modeling / Y.B. Palaniza, H.M. Shadrina, M.O. Khvostivskiy, L.Ye. Dediv, O.F. Dozorska // Znanstvena misel in Slovenia: journal. – Ljubljana. – 2018. – #16. – Vol.1. – pp.39-44.
11. Пристрої та системи діагностики на основі реєстрації електричних біосигналів та провідності біоструктур. [Електронний ресурс]: навч. посіб. для здобувачів ступеня магістра за спеціальністю 172 Телекомунікації та радіотехніка / О. Б. Шарпан; КПІ ім. Ігоря Сікорського. — Електронні текстові дані (1 файл 4.55 Мбайт). Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. 61 с.
12. Реовазографія. URL: https://ito.gov.ua/poslugi/viddil-diagnostiki/reovazografiya.html?utm_source=chatgpt.com.
13. Порухення кровообігу. URL: <https://compendium.com.ua/uk/clinical-guidelines-uk/cardiology-uk/section-1-uk/glava-2-porushennya-krovoobigu/>
14. Реовазографія (РВГ) та Реоенцефалографія (РЕГ). URL: <https://viva.clinic.ua/dlya-vzroslih/diagnostika/reovazografiya-rvg-i-reoencefalografiya-reg/>.
15. Реовазографія. URL: <https://sanatory.vn.ua/ua/likuvannya/metodi-diagnostiki/reovazografiya-ua.html>.
16. Фізіологія судинної системи. URL: https://studfile.net/preview/2283436/page%3A42/?utm_source=chatgpt.com.
17. RHEOTEST. URL: dx-systems.com/computerrheographs/rheotest.
18. Комп'ютерний реограф RheoTest. URL: <https://almedika.com.ua/uk/p/1175058780-kompyuternyy-reograf-rheotest-polnyy-komplekt/>
19. РеоКом. URL: <https://med-technology.com.ua/ua/p1660726827-reokom-hai-medika.html>.
20. <https://med-technology.com.ua/ua/p1660726827-reokom-hai-medika.html>.
21. РеоКом. URL: <http://www.complior.com>.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						74
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

22. Biopac MP160. URL: <https://www.biopac.com/product/mp160-system-with-acqknowledge>.

23. Finapres NOVA. URL: <https://www.finapres.com/products/hardware/finapres-nova>.

24. Halyna Franchevska, Mykola Khvostivskyi, Vasyl Dozorskyi, Evheniya Yavorska, Oleg Zastavnyy. The Method and Algorithm for Detecting the Fetal ECG Signal in the Presence of Interference. Proceedings of the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023). CEUR Workshop Proceedings. Ternopil, Ukraine, June 14-16, 2023. P.263-272. ISSN 1613-0073.

25. Хвостівська Л. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу / Л. Хвостівська, М. Хвостівський // Матеріали XVIII наукової конференції ТНТУ ім. І. Пулюя, 29-30 жовтня 2014 року — Т. : ТНТУ, 2014 — С. 105-106. — (Секція: Імовірнісні моделі біофізичних сигналів і полів та обчислювальні методи і засоби їх ідентифікації, приладобудування).

26. Хвостівська Л.В. Синтез структури інформаційної системи реєстрації та обробки пульсового сигналу / М.О. Хвостівський, Л.В.Хвостівська // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. — Т. 4, Вип. 1. — Чернівці: Чернівецький національний університет, 2015. — С. 83-89. — ISSN 2227-8842.

27. Хвостівський М.О. Розвиток математичних моделей та методів аналізу пульсового сигналу для комп'ютерних систем діагностики стану судин людини / М.О. Хвостівський, Л.В. Хвостівська // II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ИСМ–2019) [Текст] : зб. наук. пр. — Харків : Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2019. — С. 61-63.

					КРБ 163. 21-063.001 ПЗ	Арк.
						75
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТКИ

Лістинг програмного коду моделювання реосигналу

```

%% Модель реосигналу кровообігу людини
% Основні параметри
T = 0.8;           % Період серцевого циклу, с
f = 1/T;           % Частота, Гц
Fs = 1000;         % Частота дискретизації, Гц
t = 0:1/Fs:5*T;     % Відрізок часу для моделювання (5 серцевих циклів)

% Амплітудні та часові параметри морфології
A_a = 1; t_a = 0.2; sigma_a = 0.03; % Анакротична хвиля
A_d = 0.4; t_d = 0.5; sigma_d = 0.04; % Дикротична хвиля

% Морфологія сигналу (дві Гаусові хвилі)
R_morph = A_a * exp(-(t - t_a).^2 / (2*sigma_a^2)) + ...
          A_d * exp(-(t - t_d).^2 / (2*sigma_d^2));

% Періодична компонента (ряд Фур'є, обмежений кількістю гармонік)
N = 10;           % Кількість гармонік
a_n = 0. * randn(1,N); % Синусні коефіцієнти (рандомізовані)
b_n = 0.1 * randn(1,N); % Косинусні коефіцієнти (рандомізовані)
R_periodic = zeros(size(t));
for n = 1:N
    R_periodic = R_periodic + a_n(n) * cos(2*pi*n*f*t) + ...
                    b_n(n) * sin(2*pi*n*f*t);
end

% Випадкові флуктуації: процес Орнштейна-Уленбека
lambda = 5;       % Швидкість повернення до середнього
sigma_noise = 0.1; % Інтенсивність шуму
dt = 1/Fs;
xi = zeros(size(t));
for i = 2:length(t)
    xi(i) = xi(i-1) - lambda * xi(i-1) * dt + ...
            sigma_noise * sqrt(dt) * randn;
end

% Повний сигнал
R_total = R_morph + R_periodic + xi;
%% Візуалізація
figure(1);
hold off
plot(t, R_total, 'b', 'LineWidth', 1.5); hold on;
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
title('Модель реосигналу кровообігу людини');
grid on;
axis tight

```

Лістинг програмної функції кореляційної обробки

```
function [r_corr, t_vect] = rcorel(signal, fs)
% rcorel Обчислює нормалізовану автокореляційну функцію сигналу (права
% частина)
% та відповідний вектор часу.
%
% Вхідні дані:
%   signal – сигнал у часовій області
%   fs      – частота дискретизації (Гц)
%
% Вихідні дані:
%   r_corr – нормалізована автокореляційна функція (права половина)
%   t_vect – часовий вектор для цієї половини

% Період дискретизації
Ts = 1 / fs;

% Обчислення повної автокореляційної функції
autocorr_full = xcorr(signal);

% Нормалізація на кількість значень
autocorr_full = autocorr_full / length(autocorr_full);

% Індекс початку правої частини
center_index = floor(length(autocorr_full) / 2) + 1;

% Витягуємо тільки праву частину автокореляції
r_corr = autocorr_full(center_index:end);

% Формуємо часовий вектор для правої частини
t_vect = (0:length(r_corr)-1) * Ts;
end
```

Лістинг програмної функції спектральної обробки

```
function [ampSpec, phaseSpec, freqAxis] = spektral(signal, fs)
% spektral Обчислює амплітудний і фазовий спектри сигналу та частотну вісь.
%
% Вхідні параметри:
%   signal – сигнал у часовій області
%   fs      – частота дискретизації (Гц)
%
% Вихідні параметри:
%   ampSpec   – амплітудний спектр
%   phaseSpec – фазовий спектр
%   freqAxis  – шкала частот

% Розмір вхідного сигналу
L = length(signal);

% Крок по частоті
freqStep = fs / L;

% Виконання дискретного перетворення Фур'є
spectrum = fft(signal);

% Нормалізація спектра
spectrum = spectrum / L;

% Формування амплітудного спектра
ampSpec = abs(spectrum);

% Обчислення фазового спектра
phaseSpec = angle(spectrum);

% Створення осі частот
freqAxis = (0:L-1) * freqStep;
end
```

Лістинг програмної функції спектрально-кореляційної обробки

```
function [ampSpec, phaseSpec, freqAxis] = spektralcor(inputSignal, fs)
% spektralcor Обчислює амплітудно-фазовий спектр автокореляційної функції
% сигналу
%
% Вхідні параметри:
%   inputSignal – сигнал у часовій області
%   fs          – частота дискретизації (Гц)
%
% Вихідні параметри:
%   ampSpec     – амплітудний спектр автокореляції
%   phaseSpec   – фазовий спектр автокореляції
%   freqAxis    – частотна шкала

% Обчислення автокореляційної послідовності
rFull = xcorr(inputSignal);

% Знаходимо індекс центру (нульове запізнення)
centerIdx = floor(length(rFull)/2) + 1;

% Виділяємо праву половину автокореляції
rPos = rFull(centerIdx:end);

% Швидке перетворення Фур'є правої частини автокореляції
spectrumR = fft(rPos);

% Нормалізуємо отриманий спектр
spectrumR = spectrumR / length(spectrumR);

% Отримуємо амплітудний спектр
ampSpec = abs(spectrumR);

% Розраховуємо фазовий спектр
phaseSpec = angle(spectrumR);

% Крок по частоті та формування осі частот
freqStep = fs / length(spectrumR);
freqAxis = (0:length(spectrumR)-1) * freqStep;
end
```

Лістинг програмної функції статистичної обробки

```
function [avgVals, varVals, stdDevVals, timeVec] = statistic(signal,
intervalCount, fs, intervalDur)
% statistic Обчислює середнє, дисперсію та СКВ сигналу по часових
% інтервалах
% Вхідні параметри:
%   signal      – вхідний часовий сигнал
%   intervalCount – кількість інтервалів мінус один (тому загалом
intervalCount+1 сегментів)
%   fs          – частота дискретизації (Гц)
%   intervalDur  – тривалість одного інтервалу в секундах
%
% Вихідні параметри:
%   avgVals     – вектор середніх значень по сегментах
%   varVals     – вектор дисперсій по сегментах
%   stdDevVals  – вектор середньоквадратичних відхилень (можна
нормалізувати)
%   timeVec     – вектор часу, відповідний середнім значенням

    dt = 1 / fs;                                % Крок дискретизації
    samplesPerInterval = floor(intervalDur / dt); % Кількість вибірок в
одному інтервалі

    segments = zeros(intervalCount + 1, samplesPerInterval); %
Ініціалізація матриці для сегментів

    for idx = 0:intervalCount
        startIdx = idx * samplesPerInterval + 1;
        endIdx = startIdx + samplesPerInterval - 1;
        segments(idx + 1, :) = signal(startIdx:endIdx); % Витяг сегменту з
сигналу
    end

    % Обчислення статистичних параметрів по рядках матриці сегментів
    avgVals = mean(segments, 1);                % Середнє по кожному сегменту
    varVals = var(segments, 0, 1);              % Дисперсія по кожному сегменту
    stdDevVals = sqrt(varVals);                 % Середньоквадратичне відхилення

    % За бажанням нормалізуємо СКВ від кількості точок у сегменті (можна
пропустити)
    stdDevVals = stdDevVals / sqrt(samplesPerInterval);

    % Вісь часу для середніх значень (по сегментах)
    timeVec = (0:intervalCount) * intervalDur;
end
```

Лістинг програмного забезпечення комп'ютерної реографічної системи діагностики стану кровообігу людини з інтерфейсом GUI

```
function varargout = Reo_computer_system(varargin)
% REO_COMPUTER_SYSTEM MATLAB code for Reo_computer_system.fig
%     REO_COMPUTER_SYSTEM, by itself, creates a new REO_COMPUTER_SYSTEM or
%     raises the existing
%     singleton*.
%
%     H = REO_COMPUTER_SYSTEM returns the handle to a new
%     REO_COMPUTER_SYSTEM or the handle to
%     the existing singleton*.
%
%     REO_COMPUTER_SYSTEM('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls
%     the local
%     function named CALLBACK in REO_COMPUTER_SYSTEM.M with the given
%     input arguments.
%
%     REO_COMPUTER_SYSTEM('Property','Value',...) creates a new
%     REO_COMPUTER_SYSTEM or raises the
%     existing singleton*. Starting from the left, property value pairs
%     are
%     applied to the GUI before Reo_computer_system_OpeningFcn gets
%     called. An
%     unrecognized property name or invalid value makes property
%     application
%     stop. All inputs are passed to Reo_computer_system_OpeningFcn via
%     varargin.
%
%     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
%     instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help Reo_computer_system

% Last Modified by GUIDE v2.5 07-Jun-2025 22:41:41

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Reo_computer_system_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @Reo_computer_system_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',    []);
```

```

if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargin
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before Reo_computer_system is made visible.
function Reo_computer_system_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles,
varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to Reo_computer_system (see VARARGIN)

% Choose default command line output for Reo_computer_system
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Reo_computer_system wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = Reo_computer_system_OutputFcn(hObject, eventdata,
handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
datanorma=get(handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get(handles.edit2, 'userdata');

```

```

fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
dt=1/fd;
tn=(0:(length(datanorma)-1)).*dt;
tp=(0:(length(datapatalog)-1)).*dt;

tmin=str2double(get(handles.edit3,'string'));
if tmin==0
    tmin=1
end
tmax=str2double(get(handles.edit4,'string'));
Nmin=fix(tmin/dt);
Nmax=fix(tmax/dt);

axes(handles.axes1);
plot (tn(Nmin:Nmax),datanorma(Nmin:Nmax))
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
axis tight
grid on

axes(handles.axes2);
plot (tp(Nmin:Nmax),datapatalog(Nmin:Nmax))
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
axis tight
grid on

% -----
function Untitled_2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% Діалогове вікно завантаження даних реосигналу норми
% зміна name – назва файлу
% зміна path – шлях до файлу file
[name, path] = uigetfile('*.txt;*.dat;', 'Завантажити реосигнал норми');
% Формування повного шляху до файлу (path+name)
direct =[path name];
% Завантаження даних з файлу та збереження до локальної змінної
data=load(direct);
set(handles.edit1,'userdata',data);
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
dt=1/fd;
t=(0:(length(data)-1)).*dt;           % Шкала часу для норми
axes(handles.axes1);
plot (t,data)
%title('Реосигнал норми')
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
axis tight
grid on
tmin=min(t);
tmax=max(t);

```

```

set(handles.edit3,'string', num2str(tmin));
set(handles.edit4,'string', num2str(tmax));

% -----Load_Pat-----
function Untitled_3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Діалогове вікно завантаження даних реосигналу патології
% зміна name - назва файлу
% зміна path - шлях до файлу file
[name, path] = uigetfile('*.txt;*.dat;', 'Завантажити реосигнал патології');
% Формування повного шляху до файлу (path+name)
direct =[path name];
% Завантаження даних з файлу та збереження до локальної змінної
data=load(direct);
set(handles.edit2,'userdata',data);
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
dt=1/fd;
t=(0:(length(data)-1)).*dt;          % Шкала часу для норми
axes(handles.axes2);
plot (t,data)
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
axis tight
grid on
tmin=min(t);
tmax=max(t);
set(handles.edit3,'string', num2str(tmin));
set(handles.edit4,'string', num2str(tmax));

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----SPECTRAL-----
function Untitled_5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_5 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
datanorma=get (handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get (handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
[sp1, ph1, f1] = spektral(datanorma, fd);
[sp2, ph2, f2] = spektral(datapatalog, fd);
axes(handles.axes3)

```

```

plot (f1(1:100), sp1(1:100))
title ('Амплітудний спектр реосигналу норми')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда, В');

axes(handles.axes4)
plot (f2(1:100), sp2(1:100))
title ('Амплітудний спектр реосигналу патології')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда, В');
set(handles.uipanel4, 'title', 'Результати спектральної обробки');

% -----CORELATION-----
function Untitled_6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_6 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
%function [r12, tr]=corel(data, fd)
datanorma=get (handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get (handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1, 'string'));
[rcor1, tr1] = rcorel(datanorma, fd)
[rcor2, tr2] = rcorel(datapatalog, fd)

axes(handles.axes3)
plot (tr1, rcor1)
title ('Автокореляція реосигналу норми')
axis tight;
grid on;
xlabel('Часовий зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, В^2');

axes(handles.axes4)
plot (tr2, rcor2)
title ('Автокореляція реосигналу патології')
axis tight;
grid on;
xlabel('Часовий зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, В^2');
set(handles.uipanel4, 'title', 'Результати кореляційної обробки');

% -----spekcor-----
function Untitled_7_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_7 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

```

```

datanorma=get(handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get(handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1, 'string'));
[spr1, phaser1, f1] = spektralcor(datanorma, fd);
[spr2, phaser2, f2] = spektralcor(datapatalog, fd);
axes(handles.axes3)
plot(f1(1:50), spr1(1:50))
title('Спектр потужності реосигналу норми')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Потужність, В^2');

axes(handles.axes4)
plot(f2(1:50), spr2(1:50))
title('Спектр потужності реосигналу патології')
axis tight;
grid on;
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Потужність, В^2');
set(handles.uipanel4, 'title', 'Результати спектрально-кореляційної
обробки');

% -----
function Untitled_11_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_11 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
datanorma=get(handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get(handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1, 'string'));
T=str2double(get(handles.edit2, 'string'));
T=(length(datanorma)/10)./fd;
[meanVals1 varianceVals1 stdVals1] = statistic(datanorma', 9, fd, T);
[meanVals2 varianceVals2 stdVals2] = statistic(datapatalog', 9, fd, T);
t1=(0:(length(meanVals1)-1))./fd;
t2=(0:(length(meanVals2)-1))./fd;
axes(handles.axes3);
plot(t1, meanVals1)
title('Математичне сподівання реосигналу норми')
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');
axis tight;
grid on;

axes(handles.axes4);
plot(t2, meanVals2)
title('Математичне сподівання реосигналу патології')
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, В');

```

```

axis tight;
grid on;

% -----
function Untitled_9_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_10 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
datanorma=get (handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get (handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
T=str2double(get(handles.edit2,'string'));
[meanVals1, varianceVals1, stdVals1 t1] = statistic(datanorma, 9, fd, T);
[meanVals2, varianceVals2, stdVals2 t2] = statistic(datapatalog, 9, fd, T);
t1=(0:(length(meanVals1)-1))./fd;
t2=(0:(length(meanVals2)-1))./fd;
axes(handles.axes3);
plot(t1,varianceVals1)
title ('Дисперсія сподівання реосигналу норми')
xlabel('Час,сек');
ylabel('Потужність,В^2');
axis tight;
grid on;

axes(handles.axes4);
plot(t2,varianceVals2)
title ('Дисперсія сподівання реосигналу патології')
xlabel('Час,сек');
ylabel('Потужність,В^2');
axis tight;
grid on;
set(handles.uipanel4,'title','Результати статистичної обробки');

% -----
function Untitled_10_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Untitled_10 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
datanorma=get (handles.edit1, 'userdata');
datapatalog=get (handles.edit2, 'userdata');
fd=str2double(get(handles.edit1,'string'));
T=str2double(get(handles.edit2,'string'));
[meanVals1, varianceVals1, stdVals1] = statistic(datanorma, 9, fd, T);
[meanVals2, varianceVals2, stdVals2] = statistic(datapatalog, 9, fd, T);
t1=(0:(length(meanVals1)-1))./fd;
t2=(0:(length(meanVals2)-1))./fd;
axes(handles.axes3);
plot(t1,stdVals1)
title ('Середньоквадратичне відхилення реосигналу норми')
xlabel('Час,сек');

```

```
ylabel('Амплітуда,В');  
axis tight;  
grid on;  
  
axes(handles.axes4);  
plot(t2,stdVals2)  
title ('Середньоквадратичне відхилення реосигналу патології')  
xlabel('Час,сек');  
ylabel('Амплітуда,В');  
axis tight;  
grid on;  
set(handles.uipanel4,'title','Результати статистичної обробки');
```